

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra měřicí a řídicí techniky

**Posturální analýza - hardware**

**Postural analysis - hardware**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra měřicí a řídicí techniky

## Zadání bakalářské práce

Student: **Věra Plháková**  
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**  
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**  
Téma: **Posturální analýza - hardware**  
**Postural Analysis - Hardware**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou posturální analýzy pomocí přístroje posturomed a tříosých akcelerometrů.
2. Seznámení se s akcelerometry, výběr vhodného senzoru.
3. Návrh a realizace měření posturální analýzy s využitím tříosého akcelerometru.
4. Realizace software pro automatizované měření posturální analýzy s detekcí kroků při měření posturální analýzy.
5. Provedení testů na klinice léčebné rehabilitace FN Ostrava.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. RAŠEV, E.- HAIDER, E. *Posturomed – Instructions for potural therapy according to Dr. Eugen Rašev*. Schweinfurt, Pullenreuth: Haider Bioswing, 1992. 52 s.
2. KRIEGELOVÁ, K. *Analýza akcelerometrických dat rehabilitačního zařízení POSTUROMED*. Ostrava, 2010. 80 s. Diplomová práce na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB - TU Ostrava na katedře měřicí a řídicí techniky. Vedoucí diplomové práce Martin Černý.
3. MELECKÝ, R. *Diagnostika posturálních poruch*. Praha, 2008. 95 s. Diplomová práce na Fakultě elektrotechnické ČVUT na katedře kybernetiky. Vedoucí diplomové práce Daniel Novák.
4. VOSTATEK, P. *Posturální analýza stabilizace motoriky*. Praha, 2007. 77 s. Bakalářská práce na Fakultě elektrotechnické ČVUT na katedře kybernetiky. Vedoucí bakalářské práce Daniel Novák.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý**

Datum zadání: 19.11.2010

Datum odevzdání: 06.05.2011




doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty



## Prohlášení

*Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.*

  
.....  
Věra Plháková

*Datum odevzdání bakalářské práce: 6.5. 2011*

*V Ostravě dne 4.5. 2011*

## Poděkování

*Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce, panu Ing. Martinu Černému, za poskytnutí cenných rad při vypracovávání mého úkolu. Dále bych ráda poděkovala Mgr. Ivě Chwalkové a Aleně Lednické za věnovaný čas při návrhu a testování mé práce ve Fakultní nemocnici v Ostravě na Klinice léčebné rehabilitace.*

## Abstrakt

Tato bakalářská práce slouží k ulehčení a zefektivnění měření posturálních poruch. Byl vytvořen hardware a software pro měření na Posturomedu s automatickou detekcí kroku. Program byl nazván Posturomed\_Step\_Detector a byl vybaven systémem vizualizace měření, který ulehčí práci při měření. Program ukládá data ve formátu vhodném pro další zpracování. Hardware i software byl otestován ve Fakultní nemocnici v Ostravě na Klinice léčebné rehabilitace.

## Klíčová slova

Rehabilitace, posturální analýza, Posturomed, detekce kroku, Posturomed\_Step\_Detector, systém vizualizace měření

## Abstract

This work serves to facilitate and streamline the measurement of postural dysfunction. Hardware and software was developed for measurement Posturomed equipment with automatic step detection. The program was called Posturomed\_Step\_Detector and was equipped with a visualization system of measurements that makes work easier during the measurement. The program stores data in a format suitable for further processing. Hardware and software have been tested at Teaching Hospital in Ostrava at Department of medical rehabilitation.

## Key words

Rehabilitation, postural analysis, Posturomed, step detection, Posturomed\_Step\_Detector, visualization system of measurements

## Seznam použitých symbolů a zkratek

CNS – centrální nervová soustava

FNO – Fakultní nemocnice v Ostravě

MEMS – mikro-elektro-mechanický systém

PPT – Princip Proprioceptivní Terapie

subVI – podprogram v programovacím jazyce LabView

# Obsah

Úvod.....	1
1. Neurofyziologická podstata ovládání pohybu.....	2
1.1. Posturální a fyzikální funkce.....	2
1.2. Vrstvy svalstev trupu.....	2
1.3. Posturální funkce = řízení motorické soustavy (podle Véleho).....	3
1.3.1. Posturální reakce.....	3
1.3.2. Koordinace segmentů.....	4
1.3.3. Princip řízení součinné (ko-)aktivace svalů při posturální reakci.....	4
1.4. Fáze funkce motorické soustavy.....	5
1.4.1. Změna pozice.....	5
1.5. Kybernetické řízení motorické soustavy.....	6
1.6. Receptory.....	6
1.7. Vegetativní nervová soustava pracující pro motorickou soustavu; pojivová tkáň.....	7
2. Nocicepce.....	8
2.1. Strukturální nocicepce = nocicepce v případě zničení struktur.....	8
2.2. Funkční nocicepce = nocicepce v případě přílišného zatížení struktur.....	8
3. Posturální dysfunkce.....	9
3.1. Příčiny posturální dysfunkce.....	9
4. Základy každé terapie bolesti v závislosti na motorické soustavě.....	11
4.1. První fáze ošetřování jakékoliv motorické dysfunkce (podle Jandy).....	11
4.2. Druhá fáze jakékoliv fyzikální terapie.....	11
5. Pojetí proprioreceptivní terapie držení těla (PPT) podle MUDr. Raševa.....	12
5.1. Principy proprioreceptivní terapie držení těla (PPT).....	12
5.2. Význam měřené změny nestability terapeutické plošiny Posturomed.....	12
5.3. 7 terapeutických stádií proprioreceptivní terapie držení těla (PPT) na Posturomedu podle Dr. Raševa.....	13
6. Posturomed.....	14
7. Návrh a realizace hardware.....	16
7.1. Rozbor stávajícího technického řešení.....	16
7.2. Návrh vlastního řešení.....	17
7.2.1. Akcelerometr.....	17
7.2.2. Přípravek pro měření.....	19
7.2.3. Měřicí karta.....	19
8. Návrh a realizace software.....	21
8.1. Požadavky na software.....	21

8.2. Spouštění programu.....	22
8.3. Popis struktury programu.....	22
8.3.1. Tóny.....	22
8.3.2. Detekce kroku.....	22
8.3.3. Vizualizace měření.....	24
8.3.4. Detekce chyb.....	25
8.3.5. Ukládání dat.....	25
8.3.5.1. Formát dat.....	26
8.3.5.2. Osy x a y – převod na g.....	27
8.3.6. Kalibrace.....	27
8.4. Uživatelské rozhraní programu.....	28
8.4.1. Panel měření.....	28
8.4.1.1. Uživatelské nastavení.....	28
8.4.1.2. Standardní měření a náhradní měření.....	30
8.4.1.3. Detekce kroku.....	30
8.4.1.4. Detekce chyby.....	31
8.4.1.5. Zobrazení dat.....	31
8.4.2. Panel kalibrace.....	32
9. Testování.....	33
Závěr.....	35
Seznam použité literatury.....	36
Seznam příloh.....	37



# Úvod

V současné době se stále více setkáváme se sedavým způsobem života. Zatěžování hybné soustavy spojené s tímto způsobem života a nedostatek pohybové aktivity vedou často k posturálním vadám. Také úrazy při sportovních aktivitách často způsobí posturální dysfunkce. Ty se mohou projevit bolestmi hlavy, šíje a zad, horních i dolních končetin.

K diagnóze a zlepšení svalové stabilizace slouží i přístroj zvaný Posturomed. Jedná se o labilní plošinu speciálně upravenou pro používání v terapii. Posturomed byl vyvinut MUDr. Raševem ve spolupráci s firmou Haider Bioswing v letech 1993-1995 a využívá se hlavně při bolestech zad posturální etiologie, funkční nestabilitě v nosných kloubech, u ochablého a vadného držení těla a dalších.

Při používání Posturomedu ve Fakultní nemocnici v Ostravě vznikalo při měření několik problémů. Největší problém představovalo označování kroku pomocí tlačítka, které bylo poruchové a označování kroku muselo proběhnout až po zaznění signálu, jinak nebyl krok zaznamenán. To způsobovalo prodloužení doby měření a únavu pacienta.

Cílem mé práce je proto vytvoření hardware a software pro měření posturální analýzy na Posturomedu s automatickou detekcí kroku a s ukládáním dat ve formátu vhodném pro zpracování. Bude tedy vytvořen zcela nový měřicí řetězec, který plně nahradí dosavadní měření posturální analýzy pomocí hardware a software dodávaného výrobcem.

# 1. Neurofyzilogická podstata ovládání pohybu

## 1.1. Posturální a fyzikální funkce

Každý pohyb musí být zajištěný vůči gravitaci. Proto centrální nervový systém (CNS) aktivuje pomocí svého kybernetického řízení skupiny svalů, které zajistí včasné upravení puncta fixa a puncta mobile. Než dojde k jakémukoliv pohybu, CNS musí vypočítat intenzitu stabilizující svalové aktivity. Řízení pohybu tudíž vždy zahrnuje nejprve složku, která cíleně zajistí tělo vzhledem k zemské gravitaci a potom následuje druhá složka ovládání, která mění pozici. Každá změna pozice musí být neustále monitorována (stabilizována) první složkou řízení – bez toho by byl jakýkoliv cílený pohyb nemožný.

Tyto dvě funkce jsou:

- posturální programy, které řídí zaujímání určitých pozic kloubů a posturálními reakcemi stabilizují motorickou soustavu. Jejich cílem je udržení pozice vzhledem ke gravitaci, zacílení pohybů.
- fázické řízení (funkce) motorické soustavy, které má na starosti změnu pozice. Cílem je změna pozice, např. lokomoce, pohyb paže apod.

Novorozenec slouží jako nejlepší příklad motorické soustavy, která stále vykonává naprosto nevyspělé posturální reakce. Funkce řízení postoje je postupně aktivována s vhodnými vstupními informacemi (aferencemi). Po narození dítě není ještě schopno vykonávat cílený pohyb, protože poloha jeho těla nemůže zatím být stabilizována vůči gravitaci. [2]

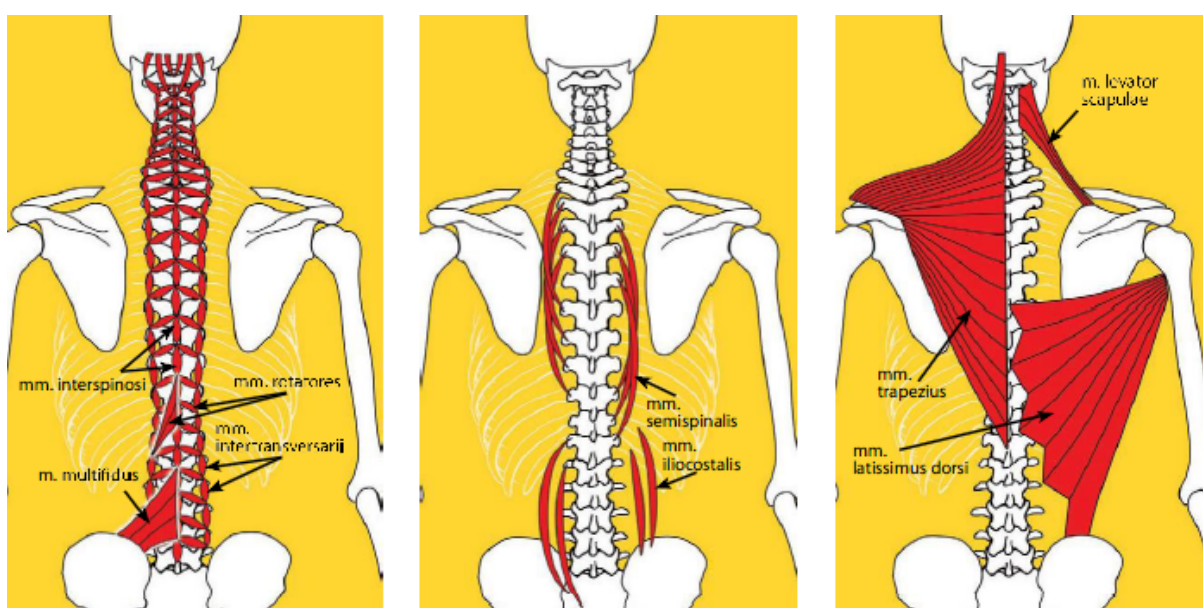
## 1.2. Vrstvy svalstev trupu

Svaly trupu a obecně pak všechny svaly v oblasti kloubů můžeme rozdělit do dvou skupin. Zprv je to inter – segmentové svalstvo a zadruhé potom krátké polysegmentové a dlouhé polysegmentové svaly.

Segmentové svaly zakrývají pouze kloub nebo segment páteře (podle Junghanse = 2 sousedící obratle, pravý a levý meziobratlový kloub a prostor obsahující meziobratlovou ploténku). Sem patří především mm. interspinozi, intertraversarii a rotatori, m. transversus abdominis, v oblasti kolene např. m. vastus medialis apod. Segmentové svaly zajišťují jemné doladění v rámci daného segmentu. Před započatím pohybu včas a dopředu upravují pozice kloubů v rámci daného pohybového segmentu - neboli v rámci anatomických mezí následují záměr učinit pohyb.

Polysegmentové svaly v povrchové vrstvě jsou primárně určeny pro pohyby zahrnující větší změny v délce svalů a úhlu kloubů. Patří sem například m. latissimus dorzi, trapezius, levator scapulae, rectus femoris atd. Dělí se na krátké polysegmentové svaly, které vytvářejí střední vrstvu svaloviny, a na dlouhé polysegmentové svaly, které vytvářejí povrchovou vrstvu.

Pokud je řízení segmentového svalstva pozměněno ve smyslu inhibice, musí povrchové dlouhé polysegmentové svaly vykonat statickou práci. V důsledku této činnosti jsou v nepřírozeném stavu a vysílají, neurofyzilogicky řečeno, nocicepční vstupní informace o jejich nadměrném napětí do centrální nervové soustavy. V důsledku toho změni CNS nastavení pružnosti svalu pro další sled pohybů a může toto potenciální poškození funkčnosti (nikoliv v psychogenním smyslu, ale ve smyslu informování o vratném nadměrném zatížení) interpretovat jako bolest. [2]



Obr. 1: Segmentální svaly, krátké polysegmentální svaly, dlouhé polysegmentální svaly [1]

### 1.3. Posturální funkce = řízení motorické soustavy (podle Véleho)

#### 1.3.1. Posturální reakce

Posturální reakce stabilizují chování každého pohybu. Každý pohyb začíná v určitém postoji = výchozí pozici a kulminuje určitým jiným postojem = konečnou pozicí (Magnáš). Prostřednictvím diferenciované aktivace (inter-)segmentových svalů zajišťuje řízení postoje, ihned po zformování záměru pohnout se, nastavení pozice jednotlivých segmentů těla. Právě pouze z této startovní pozice lze vykonávat pohyb či lokomoci. Řízení postoje musí reagovat okamžitě na to, zda člověk zvedá lehký či těžký předmět, zda rychle či pomalu něco hází, sahá po něčem nebo se něco snaží chytit. Intenzita součinné aktivace (inter-)segmentových svalů se odvíjí od motorického záměru. Toto

samozřejmě doprovází aktivita krátkých a dlouhých polysegmentových svalů, které se musí včas napřímit nebo v krátkosti stáhnout.

Klinicky se posturální reakce projevují vyrovnanou součinnou aktivací svalů, která v každém postoji a při každém pohybu za braňuje zbytečnému vrávorání a nejistým pohybům, které by jinak vedly k nestabilnímu postoji či pohybu, nebo ke zvýšení nocicepční aference. Drobné vrávorání je ale nezbytné, protože vhodným způsobem dodává větší množství informací o afreneci. Přílišné vrávorání nastat nesmí (motání hlavy). Žádaný není ani toporný či ztuhlý postoj, který by zase vedl k nadměrnému napětí a ke krátkodobému zvýšení nocicepční aference.

V neuro-ortopedickém konceptu je tedy při rehabilitaci motorické soustavy, stejně jako při senzorimotorické terapii bolesti, klíčovým aspektem vyhodnocení stabilizační funkce CNS (=posturálních reakcí). [2]

### 1.3.2. Koordinace segmentů

Dýchání, tlukot srdce a další projevy životních procesů nepřetržitě způsobují menší výkyvy těžiště vertikálně orientovaného těla. Úprava výkyvů těžiště probíhá v jednotlivých segmentech těla a to především koordinovanou aktivací segmentových svalů tak, aby byla při funkční stabilizaci kloubů nesoucích váhu minimalizována spotřeba energie – průmět těžiště těla tak zůstává v tzv. neutrální zóně. To vyžaduje velmi vysokou úroveň kvality řízení interakce segmentových svalů = segmentální koordinace. Ta tvoří nezbytný základ bezbolestné statické činnosti svalů u kloubů nesoucích váhu. [2]

### 1.3.3. Princip řízení součinné (ko-)aktivace svalů při posturální reakci

Součinná aktivace svalů znamená, že se oba svalové protějšky, které jindy mohou fungovat jako antagonisté, aktivují současně, ale s rozdílnou intenzitou, aby tak udržely kloub v jedné poloze. Intenzita aktivace se průběžně a dynamicky mění podle toho, jak se přesouvá těžiště.

Obzvláště důležitá je excentrická aktivace svalů, která přiměřeně a cíleně snižuje svalovou aktivitu. Náhlé přerušení statické činnosti by vedlo k trhavému pohybu (nesouvislému). Řízení excentrické svalové aktivace je jedním z nejtěžších úkolů, které má soustava motorického řízení na starosti. [2]



Obr. 2: Některé příklady synergistické aktivace svalů, + nízká aktivace svalů, ++ průměrná aktivace svalů, +++ intenzivní aktivace svalů [1]

#### 1.4. Fáziká funkce motorické soustavy

##### 1.4.1. Změna pozice

Pokud je aktuálním cílem motorické soustavy změnit polohu části těla, případně těla celého, musí být dočasně utlumeny posturální programy. Nejsou kompletně potlačeny, protože to by mělo za následek nejasný a nestabilní pohyb. Namísto toho musí být posturální reakce utlumeny na přiměřenou a pečlivě zvolenou dobu.

Kybernetické řízení motorické soustavy se při změně pozice vyžadující větší změny v nastavení úhlu kloubu spoléhá na řídicí princip reciproční = antagonistické inhibice. Posturální funkci (stabilizaci) nikdy nelze oddělit od fázikého pohybu! [2]



Obr. 3: Některé příklady reciproční zábrany, - malá inhibice, -- mírná inhibice, --- velká inhibice [1]



## 1.5. Kybernetické řízení motorické soustavy

CNS zpracovává informace obdržené od senzorů (receptorů) a po zpracování vstupních informací odesílá příkazy výkonným orgánům. V sensorimotorické soustavě jsou výkonnými orgány svaly. Když se chceme podívat na původ pohybu, musíme vzít na zřetel dvě příčiny vedoucí ke stažení svalu. Výstupní informace odeslaná do zakončení motorického nervu má za následek stažení svalů. To má svůj původ buď v CNS nebo je to spuštěno aferentní informací. Obě příčiny mohou spustit odezvu, která bude mít různý vliv na tonus různých svalů. Citlivost svalových vláken se neustále mění.

CNS má 3 úrovně řízení sensorimotorické soustavy, jsou to:

### 1. Mozková kůra (cortex cerebri)

- Chápání vjemů, asociací apod.
- Inicie vědomých pohybů apod.

### 2. Subkortikální (supraspinální) úroveň

- Výběr automatických motorických posturálních programů.
- Nastavení citlivosti a tonusu svalů ve funkčních pohybových řetězcích.

### 3. Úroveň páteře (mícha)

- Páteří lokomotorické generátory, rozdělení stimulů mezi alfa motorické neurony, aktivace svalových vláken.
- Svalová vlákna jsou ovládána alfa motorickými neurony; citlivost receptoru tahu určují gamma motorické neurony. Interneurony jsou zodpovědné např. za intenzitu nedobrovolné inhibice agonisty/antagonisty a za rozdělení stimulů na levou a pravou stranu. [2]

## 1.6. Receptory

Receptory jsou poslíčci, kteří centrální nervové soustavě hlásí informace o změnách v externích podmínkách nebo informace o interních procesech organismu. Receptory reagují na mechanické, chemické nebo jiné biologické stimuly změnou napětí svých membrán. Těmto změnám se říká šifrovaná data nebo druh informace. Nervová vlákna vedou tuto informaci ke zpracování do CNS nebo z CNS k výkonným orgánům. Vjemy se nepřenášejí, přeneseny jsou pouze informace. Vjemy, brnění, velká citlivost, bolest apod. se objeví až poté, co CNS zpracovala příslušnou aferentní informaci.

Receptory se dělí na:

- proprioceptory (v měkkých částech těla), které hlásí informace o délce a tonusu muskuloskeletálních struktur s ohledem na jeho zvýšení (+) či snížení (-), stejně jako o

pozici kloubů, úhlové rychlosti a zrychlení nebo zpomalení pohybu kloubů

- receptory vestibulu (ve vnějším uchu), které předávají informace o směru gravitace z levé do pravé vestibulární soustavy a, stejně jako proprioceptory, o statických či dynamických podmínkách
- vizuální receptory, které poskytují informace o pozici horizontu a o tvarech, vzdálenosti či o přibližování se k předmětům v prostoru
- nociceptory, ve kterých vzniká nocicepce, což je speciální druh informace, nociceptory jsou volná nervová zakončení ve tkáni, nocicepce zásadně ovlivňuje řízení tonusu svalu [2]

### 1.7. Vegetativní nervová soustava pracující pro motorickou soustavu; pojivová tkáň

Každému vyjádření motoriky musí předcházet energetický vstup a musí být neustále podporováno. Vedlejší produkty svalové kontrakce se musejí odvést. Tyto logistické úkony (dodávky a odstraňování) má na starosti neurohumorální = vegetativní nervová soustava. Tato soustava je nadřazená motorické soustavě a má značný vliv na elasticitu pojivové tkáně.

Selhání vegetativního řízení se klinicky projevuje změnou elasticity pojivové tkáně - zvýšení (+) nebo snížení (-). Buď jsme svědky zvýšené tendence ke stažení pojivové tkáně nebo oslabování tkáně, což může vést až k mezenchymální nedostatečnosti, kterou může doprovázet obecná kloubní hypermobilita. Taková vrozená či získaná kloubní hypermobilita vždy poukazuje na slabý článek motorické soustavy, i když se nejedná o nemoc jako takovou. Zvyšuje se potřeba přesnosti řízení posturálních reakcí a proprioceptivní informace z hypotonických měkkých částí jsou signalizovány nedostatečně a možná i příliš pozdě. Výsledný špatný čas odezvy vede ke zvýšené tendenci k distorzím apod., protože se řízení musí spoléhat na nedostatečnou a často pozměněnou aferenci (zvýšení nocicepce). Posturální terapie se zařízením Posturomed může napomoci, mnoho těchto dysfunkcí normalizovat. Posturomed je tedy velmi důležitý při léčení hypertenze krku apod. [2]

## 2. Nocicepce

Termín "nocicepce" označuje informace z volných nervových zakončení (nociceptorů), které zaznamenávají jisté druhy rizik, které potom hlásí centrální nervové soustavě. Nociceptory se nacházejí ve všech měkkých částech (svaly, pojivová tkáň, stejně jako ve vnitřních orgánech, kůži, okostici), ale nejsou v chrupavkách, parenchymových orgánech, nervové tkáni a uvnitř kostí. Všechna rizika nociceptory nezachytí. Co se ale motorických funkcí týče, potřebujeme rozlišovat dva důležité zdroje nocicepce. [2]

### 2.1. Strukturální nocicepce = nocicepce v případě zničení struktur

Strukturální nocicepce nastává v případě znecitlivění nociceptorů v důsledku destrukce (poškození) struktury motorické soustavy. Struktury mohou být zničeny fyzickým či chemickým podnětem. Tato nociceptivní informace je odeslána do CNS, což v sensorimotorické a vegetativní soustavě okamžitě spouští ochranné reakce různého typu.

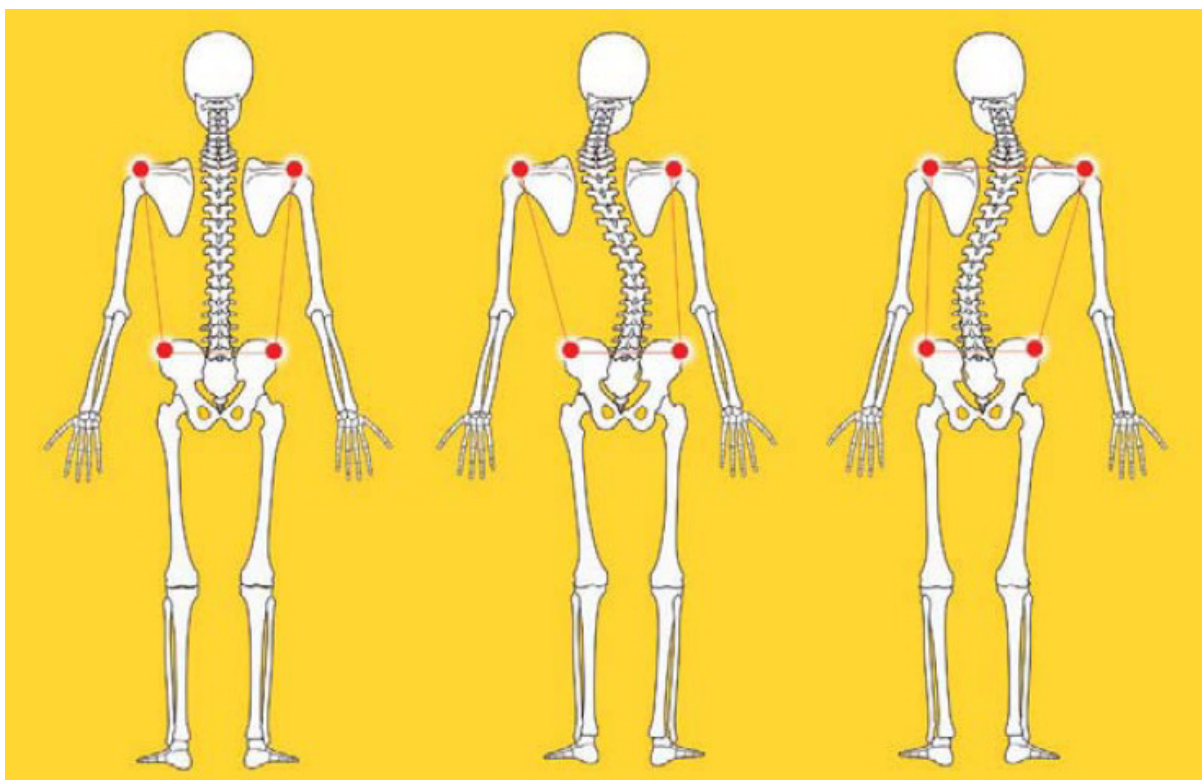
V některých oblastech těla žádné nociceptory nejsou. Pokud například v játrech či mozkové tkáni narůstá metastáze, postižená osoba to necítí. Až když se obal pojivové tkáně (membrána) orgánu rozšíří, tak daný člověk cítí bolest, protože v ten moment dojde k excitaci nociceptorů. Dalším příkladem je podráždění obalu kořene nervu způsobené posunem tkáně meziobratlové ploténky nebo osteofytem, zánětem kloubu atd. [2]

### 2.2. Funkční nocicepce = nocicepce v případě přílišného zatížení struktur

Tento druh nocicepce je v každodenním životě nejběžnější. Objevuje se v případě přílišného zatížení, jako je třeba zvýšený ohyb ve strukturách měkkých částí nebo jako součást dlouhodobější izometrické aktivace svalů. To je odlišné od strukturální nocicepce, protože to je plně vratné. Po eliminaci této nocicepce zůstává příslušná tkáň naprosto a morfologicky neporušená. Pokud ovšem dysfunkční řízení měkkých částí přetrvává, aktivují se fibrocyty, což vede k proliferaci pojivové tkáně. Toto je přechodný stav a až do určitého stupně intenzity může být plně navrácen. Funkční nocicepce má většinou příčiny v postoji a vzniká dysfunkcí řízení postoje. [2]

### 3. Posturální dysfunkce

Funkční = posturální segmentální nestabilita znamená, že je (inter-) segmentální svlastvo při statické činnosti nedostatečně aktivováno. V takovém případě musí polysegmentální svaly ulevit (inter-)segmentálním svalům, což vede k přílišné zátěži a často i bolesti. Klinicky se funkční nestabilita diagnostikuje na základě více výkyvů v hrudním a pánevním pletenci a to pomocí standardizovaných klinických testů formou dráždění – např. chůzí na místě s přesným koordinovaným pohybem volné nohy (důležité kvůli standardizovanému přesunu těžiště) na povrchu Posturomedu, jehož nestabilitu lze přesně nastavovat, a zároveň se občasně provádí krátkodobý stoj na jedné noze a vyrušuje se pacientova pozornost (to slouží k otestování řídicího mechanismu dopředné vazby). [2]



Obr. 4: Posturální dysfunkce (inter-segmentální dyskoordinace) [1]

#### 3.1. Příčiny posturální dysfunkce

Příčiny posturální dysfunkce se dělí na centrální a periferní.

Centrální příčiny se dělí na funkčně podmíněné, např. v rámci chronické únavy, otřesu mozku, horka apod., a na strukturálně = patomorfologicky = organicky podmíněné, a to pokud byly zničeny důležité klíčové oblasti neuronálních sítí, např. krvácení do mozku, absces, demyelinizace, amyloidóza, mozková atrofie, tumor, metastáze apod..

Periferní příčiny se dělí na funkčně podmíněné v důsledku náhlých změn aferentních informací

(např. hyperextenzní trauma) nebo monotónními aferencemi (např. dlouhodobé sezení), a na patomorfologicky podmíněné, způsobené poklesem receptorů, např. v důsledku polyneuropatie nebo popálení velké plochy kůže. [2]



## 4. Základy každé terapie bolesti v závislosti na motorické soustavě

### 4.1. První fáze ošetřování jakékoliv motorické dysfunkce (podle Jandy)

Sem patří převážně místní optimalizace aferentních informací s exteroceptivními účinky a techniky autogenní či reciproční inhibice.

Příklady terapeutických technik první fáze:

- „Hot roll“
- Myofasciální ulevující techniky (měkké části)
- Manuální medicína a chiropraktická terapie (různé techniky)
- Terapeutické techniky spouštěcích bodů
- Neurální terapie
- Kryoterapie
- Exteroceptivní techniky apod.

Tyto techniky značně snižují funkčně způsobenou nociceptivní aferenci.

Po opatřeních první fáze se zhruba u 30% pacientů posturální reakce normalizují. Většina posturálních bolestí zmizí a ihned po ošetření se zlepší řízení posturálních programů, přičemž následuje krátké zotavování. [2]

### 4.2. Druhá fáze jakékoliv fyzikální terapie

Spočívá v terapii založené na funkčních pohybových řetězcích a na vzdálenější antagonisty je také aplikována autogenní a reciproční inhibice.

Příklady terapeutických technik druhé fáze:

- Techniky podle Brüggera
- PNF
- Bobath apod. (do určité míry)
- Cvičení pomocí Thera-Bandu a podobných elastických pásů, které napomáhají aktivaci celých svalových řetězců

Po cvičeních a přínosech autogenní a reciproční inhibice ve funkčních pohybových řetězcích, zažívá dalších 30-40% pacientů normalizaci posturálních reakcí, které pokračovaly jako pozůstatek po ochranných reakcích, i když nocicepce už polevila. Tito pacienti potom už nevykazují žádné další symptomy.

Úspěch těchto technik závisí do značné míry na tom, zda je terapeut schopen aplikovat správný odpor na správné řetězce svalů. [2]

## 5. Pojetí proprioreceptivní terapie držení těla (PPT) podle MUDr. Raševa

### 5.1. Principy proprioreceptivní terapie držení těla (PPT)

V terapii držení těla podle MUDr. Raševa se poprvé používá měřená stimulace segmentové koordinace v kombinaci s vývojem dopředné vazby (kontrola anticipace) a automatizace zpětné vazby na jedné speciálně navržené terapeutické plošině (Posturomed). Nastavitelná nestabilita terapeutické plošiny Posturomed stimuluje odezvu držení těla individuálně měřeného chování.

Chůze na místě je přesně definována, což platí také pro stoj na jedné noze po krátký okamžik za účelem dosažení správné rovnováhy v těžišti. Během stání na jedné noze po krátký okamžik se provádějí speciální, pečlivě diferenciovaná cvičení, která zahrnují jak sagitální rovinu, tak rotační cvičení. Odvedení pozornosti jedince od jeho držení těla a zaměření se na speciální cvičení spočívá v rozvíjení dopředné vazby kontrolního mechanismu pro segmentovou stabilitu. Zvýšením aferentní, proprioreceptivní, vestibulární a vizuální informace v měřeném chování se kvalita odezvy držení těla (s ohledem na segmentální koordinaci) systematicky zlepšuje.

To vůbec poprvé umožňuje jasnou záruku kvality s ohledem na vyvíjející se segmentální koordinaci, což se uskutečňuje prostřednictvím vyhodnocení pacientovy reakce na různých úrovních obtížnosti v terapii držení těla na Posturomedu. [2]

### 5.2. Význam měřené změny nestability terapeutické plošiny Posturomed

Pacienti se na terapii nedostaví nikdy ve stejném stavu (odpočatí, unavení, atd.), z toho důvodu je nutné přizpůsobit úroveň obtížnosti léčby stavu pacienta. Pacient se může nacházet v lehce uvolněném, řekněme terapeutickém stavu čtyři, ale za týden se stejnému pacientovi nepodaří dosáhnout stejného stádia, například vlivem zimy nebo únavy – na konci cvičení dokončí terapeutická stádia dvě nebo tři.

Cíl PPT (proprioreceptivní terapie držení těla) na Posturomedu je považován podle MUDr. Raševa za splněný tehdy, když pacient po několika terapeutických jednotkách dosáhne terapeutického stádia, které je vyšší, než stádium dosažené během prvního cvičení, a když je pacient spokojen ohledně své stability (tj. nemá bolesti). [2]

### 5.3. 7 terapeutických stádií proprioreceptivní terapie držení těla (PPT) na Posturomedu podle MUDr. Raševa

MUDr. Rašev stanovil 7 terapeutických stádií proprioreceptivní terapie držení těla na Posturomedu. Jejich přehled je uveden v Tabulce 1. Jednotlivá stádia jsou podrobně popsána v práci Dr. Raševa [1].

Léčebné stupně	Brzdy	Technika cvičení	Počet hodů
0	obě zajištěny	kráčení na místě, stoj na jedné noze	0
1	obě zajištěny	házení a chytání v mediální sagitální rovině	1 – 5
2	obě zajištěny	házení a chytání po rotaci	2 – 6
3	jedna brzda odjištěna	házení a chytání v mediální sagitální rovině	1 – 5
4	jedna brzda odjištěna	házení a chytání po rotaci nad určitým segmentem	2 – 6
5	obě brzdy odjištěny	házení a chytání v mediální sagitální rovině	1 – 5
6	obě brzdy odjištěny	házení a chytání po rotaci	2 – 6
7	obě brzdy odjištěny	házení a chytání plus vertikální složka	1 – 5

*Tabulka 1: Přehled terapeutických stádií PPT [1]*

## 6. Posturomed

Posturomed je neuro-ortopedické zařízení s terapeutickou plošinou s nastavitelným stupněm instability pro léčbu patologických posturálních reakcí, zejména funkční segmentální instability u nosných kloubů.

Dr. Rašev vyvinul nový typ aktivní terapie držení těla za použití terapeutické plošiny v roce 1992. Terapeutická zařízení do té doby nedisponovala nastavitelnou úrovní nestability plošiny, což je pro dosažení dobrých terapeutických výsledků naprosto nezbytné.



*Obr. 5: Posturomed [1]*

Při změně těžiště osoby stojící na Posturomedu dojde k rozkmitání plošiny s tendencí k ustálení. Plošina osciluje ve všech směrech, i když svislá složka je málo patrna. Pro zvýšení lability jsou na Posturomedu ještě další čtyři závěsy, které je však možno stabilizovat brzdíčkami. Toto zařízení tedy umožňuje regulaci obtížnosti podle individuálních potřeb cvičícího. Součástí Posturomedu je zábradlí, které je vhodné pro větší jistotu cvičícího. Posturomedy jsou také vybaveny kolečky pro snazší manipulaci. Posturomed nutí člověka k většímu soustředění na jednotlivé pohyby, které vykonává, neboť každá výchylka jeho těžiště má okamžitou odezvu v podobě kmitání plošiny.

Posturomed se používá v neuro-ortopedické rehabilitaci, terapii proti bolestem a v senzomotorickém tréninku pro dosažení následujícího:

- funkční (segmentové) stabilizace kloubů, které nesou váhu
- v rámci terapie proti bolestem, především při chronických bolestech zad a bolestech

způsobených držením těla, které ovlivňují motorický systém

- v rámci preventivního tréninku koordinace

Výrobce, firma HAIDER, dodává k přístroji hardware, který tvoří 4 akcelerometry, USB kabel, měřicí box a úchyty pro přichycení kabelů a senzorů. Měřená data jsou zobrazena a získána pomocí softwaru Microswing 5.0, navrženého firmou Haider Bioswing. [2]



## 7. Návrh a realizace hardware

### 7.1. Rozbor stávajícího technického řešení

V současné době se pro měření na Posturomedu používá technické vybavení dodávané výrobcem. Celý řetězec pro získávání dat z Posturomedu se skládá ze čtyř různých měřících senzorů – akcelerometrů, dále USB kabelu, měřícího boxu, úchytů pro přichycení kabelů a senzorů. Vše dodává firma HAIDER společně se softwarem v kufříku. Data jsou zobrazena a uložena pomocí softwaru Microswing 5.0. [2]

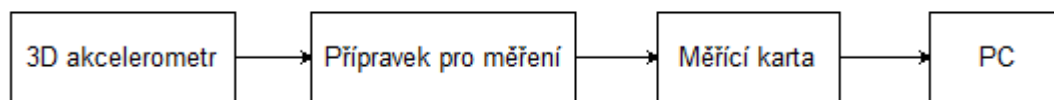


Obr. 6: Kufřík pro měření dat z Posturomedu dodávaný firmou Haider Bioswing [2]

Ve Fakultní nemocnici v Ostravě vznikají problémy s měřením dat na Posturomedu. Největší problém činí zaznamenávání kroků pomocí tlačítka. Zde stačí malé zpoždění stisknutí tlačítka vyšetřovatelem a musí se provést nové měření. Také jsou problémy s označováním chyb v měření. Proto jsem navrhla zcela nový měřící řetězec, který dokáže vyřešit problémy, se kterými se v FNO potýkají.

## 7.2. Návrh vlastního řešení

Kvůli detekci kroku a problémům s tlačítkem jsem navrhla zcela nový měřicí řetězec, jak je zmíněno výše. Jeho blokové schéma je na obr. 7, popsán je v následujících kapitolách.



Obr. 7: Blokové schéma měřicího řetězce

### 7.2.1. Akcelerometr

Jak je patrné ze samotného názvu, akcelerometr je senzor zrychlení. Zrychlení je vektorová veličina, která popisuje, jakým způsobem se mění rychlost tělesa v čase. Je dána vzorcem:

$$a = \frac{dv}{dt} \quad (7.1)$$

kde

a - zrychlení

v – rychlost

t – čas

Jak bylo zmíněno výše, firma HAIDER dodává k přístroji čtyři akcelerometry, které snímají data pouze v osách x a y. Kvůli potřebě detekce kroku bylo třeba navrhnout nový měřicí řetězec, který by umožňoval kromě měření výchylek důležitých pro analýzu posturálních poruch i snímání změn v ose z pro detekci kroku.

Vybrán byl 3D akcelerometr MMA7260QT od společnosti FreeScale. Tento akcelerometr je vyroben technologií MEMS (Micro-ElectroMechanical Systems), která umožňuje konstrukci elektronických i mechanických struktur o velikostech jednotek  $\mu\text{m}$  na jedné ploše čipu.

Struktura a funkce MEMS akcelerometru je založena na proměnné kapacitě tříelektrodového vzduchového kondenzátoru. Využívá se zde nelineární závislosti kapacity  $C$  na vzdálenosti elektrod kondenzátoru  $d$  (velikosti vzduchové mezery) dle vzorce:

$$C = k \cdot \frac{S}{d} \quad (7.2)$$

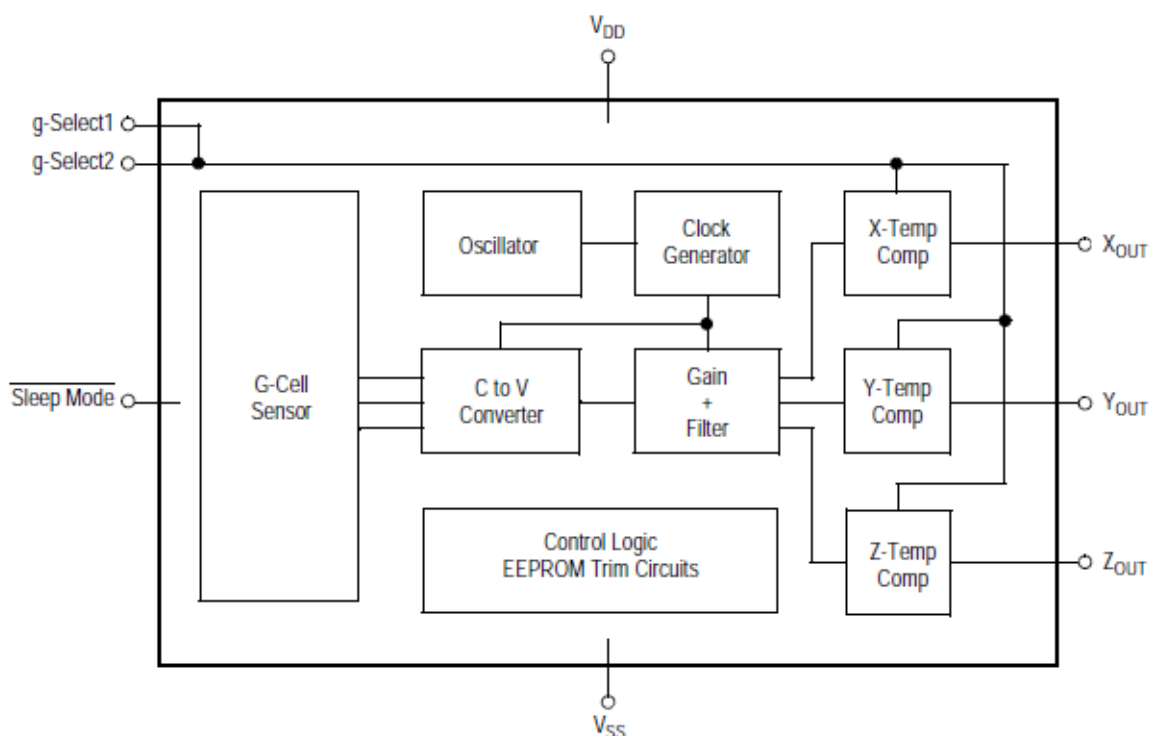
kde

k - konstanta

S - plocha elektrod

d - velikost vzduchové mezery

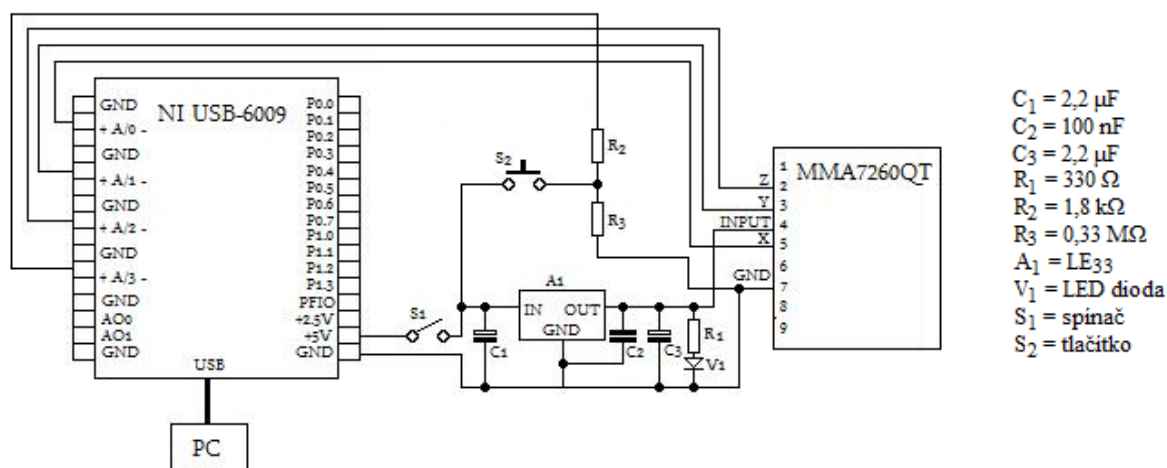
K měření kapacity se využívá metody spínaných kondenzátorů řízené číslicovou logikou a generátorem spínacího hodinového signálu. Dochází tak k převodu změny kapacity na změnu napětí. To je následně linearizováno a filtrováno opět obvody se spínanými kondenzátory a nakonec se provádí kompenzace vlivu teploty. Výsledkem je lineární, zesílený a kompenzovaný napěťový signál s definovanou převodní konstantou - citlivostí podávající informaci o kolik se musí změnit hodnota měřeného zrychlení, aby došlo ke změně výstupního napětí o 1 V (hodnota g/V). Vše se provádí zvlášť pro každou osu snímání (kanál). [3]



Obr. 8: Blokové schéma elektrické struktury 3D akcelerometru [5]

### 7.2.2. Přípravek pro měření

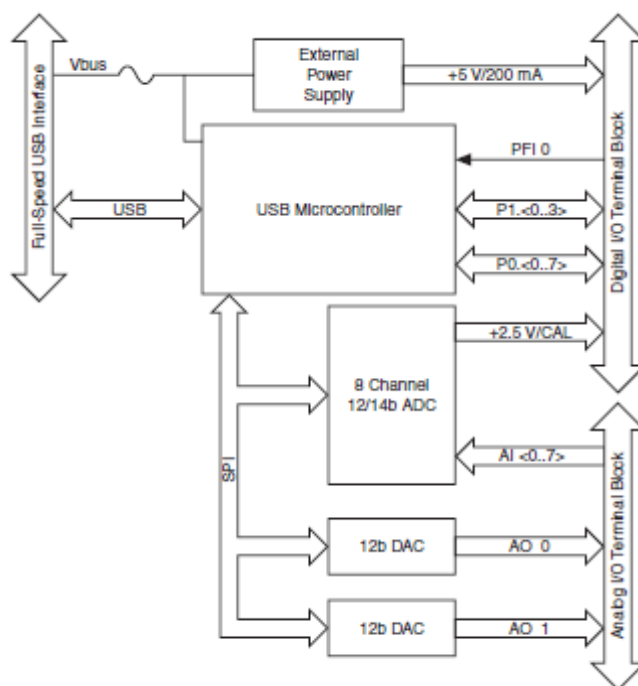
Akcelerometr MMA7260QT potřebuje ke své funkci napájecí napětí 3,3 V [5]. Proto byl do měřicího řetězce zařazen stabilizátor napětí LE33 v katalogovém zapojení, který stabilizuje napětí z 5 V na 3,3 V, které je potřebné k napájení akcelerometru. Dále bylo třeba do měřicího řetězce zařadit spínač pro zapnutí napájení ( $S_1$ ) a diodu ( $V_1$ ) pro indikaci napětí. Nepostradatelné bylo i tlačítko sloužící při kalibraci a při detekci chyb v měření ( $S_2$ ) zapojené pro správnou funkci s odpory  $R_2$  a  $R_3$ . Tento přípravek se stabilizátorem napětí byl umístěn do ochranné krabičky. Měřicí přípravek zapojený s akcelerometrem a měřicí kartou je zobrazen na obr. 9.



Obr. 9: Měřicí přípravek zapojený s akcelerometrem a měřicí kartou

### 7.2.3. Měřicí karta

Pro sběr dat z akcelerometru MMA7260QT byla použita měřicí karta USB-6009 od společnosti National Instruments. Její blokové schéma je na obr. 10.



Obr. 10: Blokové schéma měřicí karty USB-6009 [6]

Tato měřicí karta má osm analogových vstupů (AI 0 až AI 7 – Analog Input), dva analogové výstupy (AO 0 a AO 1 – Analog Output), dvanáct obousměrných digitálních linek (P0.0 až P1.3) a jeden 32bitový čítač (vstup PFI 0, který může sloužit rovněž jako vstup pro spouštění – trigger). Analogové vstupy AI lze zapojit buď jako osm nesymetrických kanálů (tzn. proti společné zemi) nebo jako čtyři diferenciatní (symetrické) kanály. Na vnější konektor je rovněž vyvedeno napětí +5 V (získané z rozhraní USB) a referenční napětí +2,5 V ze stabilizátoru pro A/D převodník (ADC).

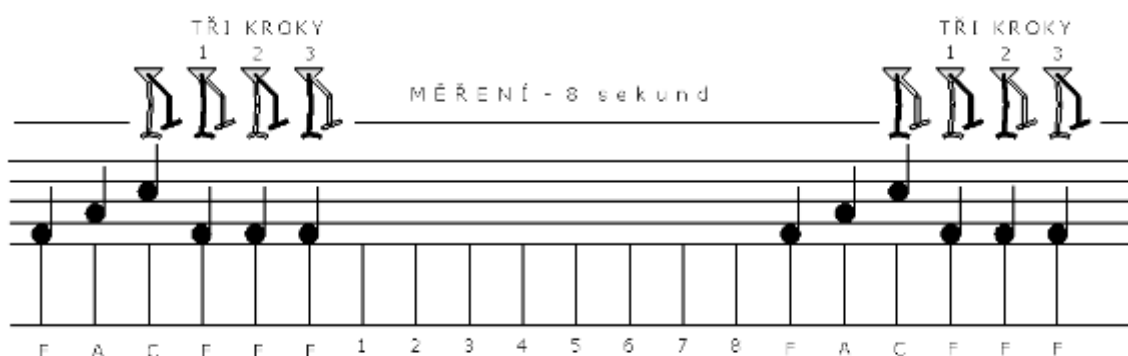


## 8. Návrh a realizace software

### 8.1. Požadavky na software

Při tvorbě programu pro měření posturální analýzy s detekcí kroku jsem vycházela z toho předpokladu, že můj měřicí řetězec s programem nahradí dosavadní akcelerometry a program Microswing 5.0 od firmy HAIDER.

Ve Fakultní nemocnici v Ostravě jsem byla seznámena se systémem měření posturální analýzy na Posturomedu. Při měření na Posturomedu je důležitý rytmus kráčení. Proto zazní po osmi sekundách 3 tóny po sobě v intervalu nejprve velká tercie s frekvencí 0,9 Hz a poté malá tercie s frekvencí 1,3 Hz, což je přibližně frekvence klidné chůze.



Obr. 11: Časový průběh vyšetření [7]

První tři přípravné tóny slouží k přípravě pacienta na vykročení, poté má pacient za úkol kráčet tak, aby položil nohu na plochu Posturomedu přibližně při zaznění krokových tónů. Úlohou vyšetřovatele je označit tlačítkem skutečné 3 dotyky nohy vyšetřované osoby s podložkou.

Proto vznikly ve spolupráci s Klinikou léčebné rehabilitace ve Fakultní nemocnici v Ostravě tyto požadavky na software:

- automatická detekce kroku
- možnost kalibrace pro správné nastavení thresholdu pro detekci kroku
- možnost označit chybné měření
- zobrazení dat x a y v reálném čase
- vizualizace měření

- přehledné ovládání
- ukládání naměřených dat ve vhodném formátu

Program jsem nazvala Posturomed\_Step\_Detector.

## 8.2. Spouštění programu

Program je implementován v programovém prostředí LabView firmy National Instruments verze 8.5. Pro běh programu není tento software vyžadován. Program se instaluje pomocí Setup.exe ve složce Posturomed\_Step\_Detector\_Installer a poté se spouští pomocí Posturomed\_Step\_Detector.exe.

## 8.3. Popis struktury programu

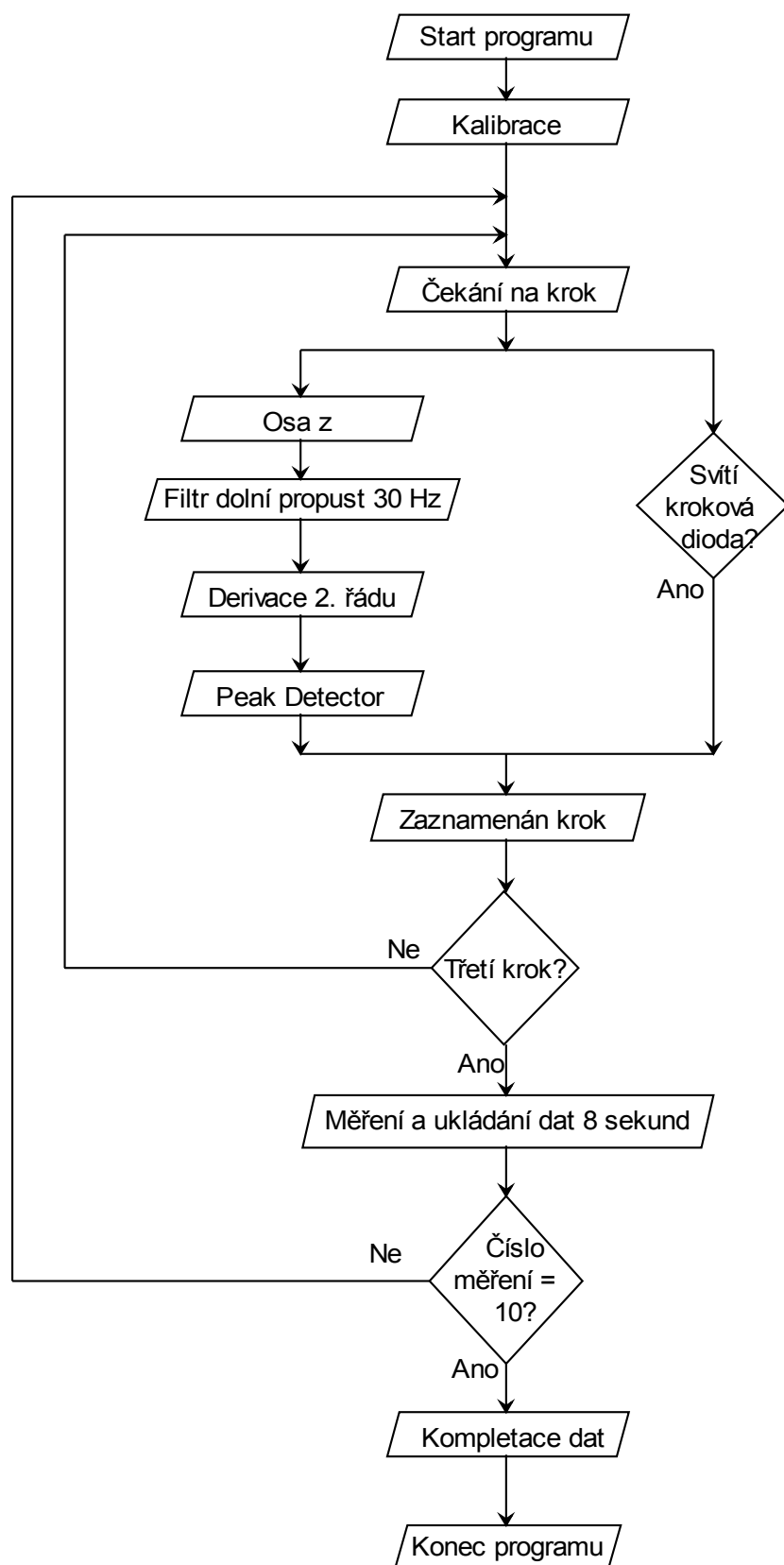
Program LabView využívá programování na principu datového toku, proto bylo třeba kvůli plynulosti programu vytvořit několik subVI a smyček While. Následující podkapitoly popisují jednotlivé části programu.

### 8.3.1. Tóny

Tato část programu slouží k přehrávání tónů potřebných při měření na Posturomedu a zapíná se pomocí tlačítka Zapínání tónů na front panelu. Při zaznění jednotlivých tónů se na front panelu rozsvítí příslušná dioda, červená pro přípravné tóny, zelená pro tóny kráčení a modrá pro osmi sekundovou pauzu. Zelenými diodami je řízena detekce kroku, proto se každá dioda rozsvítí 370 ms před zazněním tónu, a to z toho důvodu, kdyby pacient udělal krok před zazněním tónu. Poslední dioda svítí o 370 ms déle z důvodu, že by pacient naopak udělal krok později. Přípravné tóny zní s frekvencí 0,9 Hz, krokové s frekvencí 1,3 Hz a pauza trvá 8 sekund. Diagram je uveden v příloze A.

### 8.3.2. Detekce kroku

Pro detekci kroku jsem použila akcelometrická data osy z. Bylo důležité, aby se detekovaly i kroky, které vyvolaly pomalejší změny zrychlení. Proto jsem signál osy z nejdříve vyfiltrovala filtrem dolní propust s mezním kmitočtem 30 Hz. Tím jsem odstranila šum o vyšší frekvenci a zbyly mi jen akcelometrické změny signálu z osy z. Dalším krokem v úpravě signálu byla derivace 2. řádu, která mi tyto změny zvýraznila. Tento výsledný signál jsem prahovala. Práh je v programu nastaven na hodnotu 700, je ale možné v panelu Kalibrace na front panelu threshold vypočítat (viz Kalibrace). Dále jsem zjišťovala, jestli byl krok zaznamenán v době svícení zelených diod. Pokud ano, přičte se k proměnné Číslo kroku hodnota 1. Po takto zaznamenaných třech krocích se zapne Ukládání dat. Diagram detekce kroku je zobrazeno na obr. 12.



Obr. 12: Diagram detekce kroku

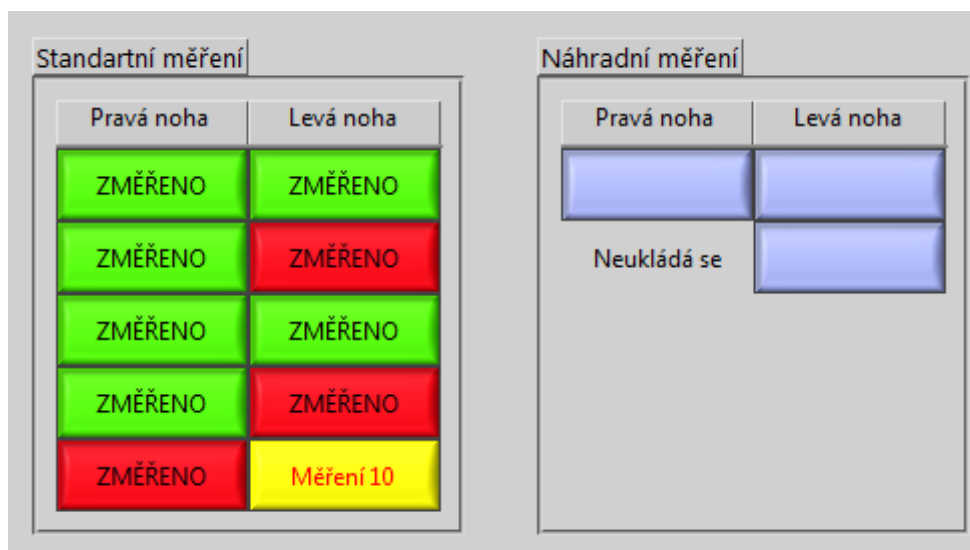
### 8.3.3. Vizualizace měření

Na žádost FNO jsem do programu zařadila 20 tlačítek sloužících pro vizualizaci měření. Měření probíhá v deseti cyklech – 5 pro pravou nohu a 5 pro levou nohu. Tlačítka 1 – 10 zobrazují průběh standartního měření, tlačítka 11 – 20 průběh náhradního měření. Vizualizace je řízena pomocí odpočtu Číslo měření, které se aktivuje, pokud je zaznamenán třetí krok, a vypne se po osmi sekundách od aktivace. Tlačítka jsou modrá a při probíhající měření blikají žlutě. Tak je možno na první pohled zjistit, které měření právě probíhá a ověřit si, jestli pacient stojí na správné noze. Po proběhnutí měření se tlačítko přepne do stavu ON a zobrazí text ZMĚŘENO. Pokud měření proběhlo bez chyby, označí se zeleně. Pokud byla zaznamenána chyba (viz. Detekce chyb), označí se červeně. Pro případ, že proběhlo chybné měření, je k dispozici deset tlačítek náhradního měření. Tyto tlačítka jsou na začátku měření šedá, pokud byla zaznamenána chyba ve standartním měření, tak zmodrají. Vizualizují tak další náhradní měření.



Obr. 13: Tlačítka pro vizualizaci před začátkem měření

Protože se pacient v době měření unavuje, je nutné, aby měření proběhlo co možná nejrychleji. Z toho důvodu se tlačítka náhradního měření „skládají za sebe“ (obr. 14). Pokud vznikne situace, kdy je potřeba dvakrát za sebou zopakovat měření pro stejnou nohu (obr. 14), označí se tlačítko mezi těmito dvěma měřeními textem Neukládá se. Měření ale proběhnout musí, pouze se neukládají data.



Obr. 14: Tlačítka pro vizualizaci v průběhu měření 10

#### 8.3.4. Detekce chyb

Jak bylo zmíněno v předchozí podkapitole, měření většinou neprobíhá ideálně – pacient může udělat chybu. Tuto chybu vyhodnocuje vyšetřovatel, který při zaznamenání takové chyby v době ukládání dat tuto chybu označí pomocí tlačítka  $S_2$ . Toto tlačítko ovládá subVI `chyba_v_měření.vi`, které označuje červeně to měření, ve kterém byla zaznamenána chyba a zapne náhradní měření pro příslušnou nohu. Pokud je zaznamenána chyba v náhradním měření, aktivuje se subVI `chyba_v_chybě.vi`, které označí červeně náhradní měření, ve kterém byla zaznamenána chyba a zapne další náhradní měření pro příslušnou nohu. Pokud by byla zaznamenána chyba i v posledním měření pro pravou či levou nohu (tlačítka 19 a 20), vypíše se chybová hláška „Musí se provést nové měření“ a program se ukončí. Počet chyb se zobrazuje v kolonce Počet chyb.

#### 8.3.5. Ukládání dat

Pro nastavení ukládání dat jsou ve front panelu 3 kolonky. První kolonka je Jméno a příjmení, napsaný text v této kolonce se objeví v hlavičce měření. Druhá a třetí kolonka slouží k zadání cesty a názvu souboru (obr.15).

*Obr. 15: Oblast ve front panelu pro nastavení ukládání dat*

Ukládání dat probíhá ve dvou fázích. V první fázi se ukládá každé měření zvlášť pod názvem Název měření\_1 až Název měření\_10. Při zaznamenání chyby v měření se po ukončení Ukládání dat příslušný změřený soubor dat smaže. Tím se zajistí to, že jsou uloženy jen data potřebná pro posturální analýzu. V druhé fázi po ukončení celého bloku měření se z naměřených deseti souborů vytvoří jeden soubor. K tomu slouží subVI Ukládání.vi. Po vytvoření jednoho souboru deseti měření už nejsou jednotlivá uložená měření potřebná a proto se smažou. Volba těchto dvou fází ukládání dat byla nutná z důvodu potřeby vložení vlastní hlavičky ke každému měření s číslem měření.

#### 8.3.5.1. Formát dat

Změřená data jsou uložena v textovém souboru s příponou .txt. Formát souboru je podobný jako soubor naměřený pomocí programu Microswing 5.0, data jsou proto použitelná pro další zpracování, což bylo jednou z podmínek. Vzorkovací frekvence byla v DAQ Assistant nastavena na 2 kHz.

Na začátku souboru je hlavička se jménem a příjmením, s datem měření a s časem měření. Pod hlavičkou se nacházejí jednotlivé měření, začátek měření je označen číslem měření (Check 1 – Check 10).

```
Pavel Novák
24.4.2011
17:55
Check 1
0.000000,0.018599,-0.037354
0.000500,0.017050,-0.023478
0.001000,0.003112,-0.028318
0.001500,-0.001534,-0.036063
0.002000,-0.006180,-0.022994
```

*Obr. 16: Ukázka naměřených dat*

### 8.3.5.2. Osy x a y – převod na g

Akcelerometr poskytuje data měřená v jednotkách voltů. Pro správnou analýzu dat bylo nutné přepočítat hodnoty z voltů na g. Tento přepočet jsem provedla tak, že jsem si akceterometrem zjistila hodnotu voltů pro 1g a -1 g a to pro osu x a y. Pro osu x mi vyšly hodnoty -0,4682 pro -1g a 1,1783 pro 1 g. Pro osu y pak hodnoty -0,5324 pro -1g a 1,0486 pro 1 g. Tyto hodnoty jsem poté dosadila do vzorce pro výpočet rovnice přímky ze dvou bodů:

$$\frac{y-y_1}{x-x_1} = \frac{y_2-y_1}{x_2-x_1} \quad (8.1)$$

Po dosazení pro osu x jsem dostala:

$$\frac{y+0,4682}{x+1} = \frac{1,1783+0,4682}{2}$$

$$x = \frac{y}{0,82325} - 0,43128$$

A pro osu y:

$$\frac{y+0,5324}{x+1} = \frac{1,0486+0,5324}{2}$$

$$x = \frac{y}{0,79052} - 0,32651$$

Nakonec jsem místo hodnoty y ve výsledných vzorcích dosadila hodnoty z os x a y.

### 8.3.6. Kalibrace

Jak bylo zmíněno výše, kalibrace slouží k nastavení thresholdu v té situaci, kdy přednastavená hodnota 700 není pro měření vhodná. To se projeví nesprávnou detekcí kroku.

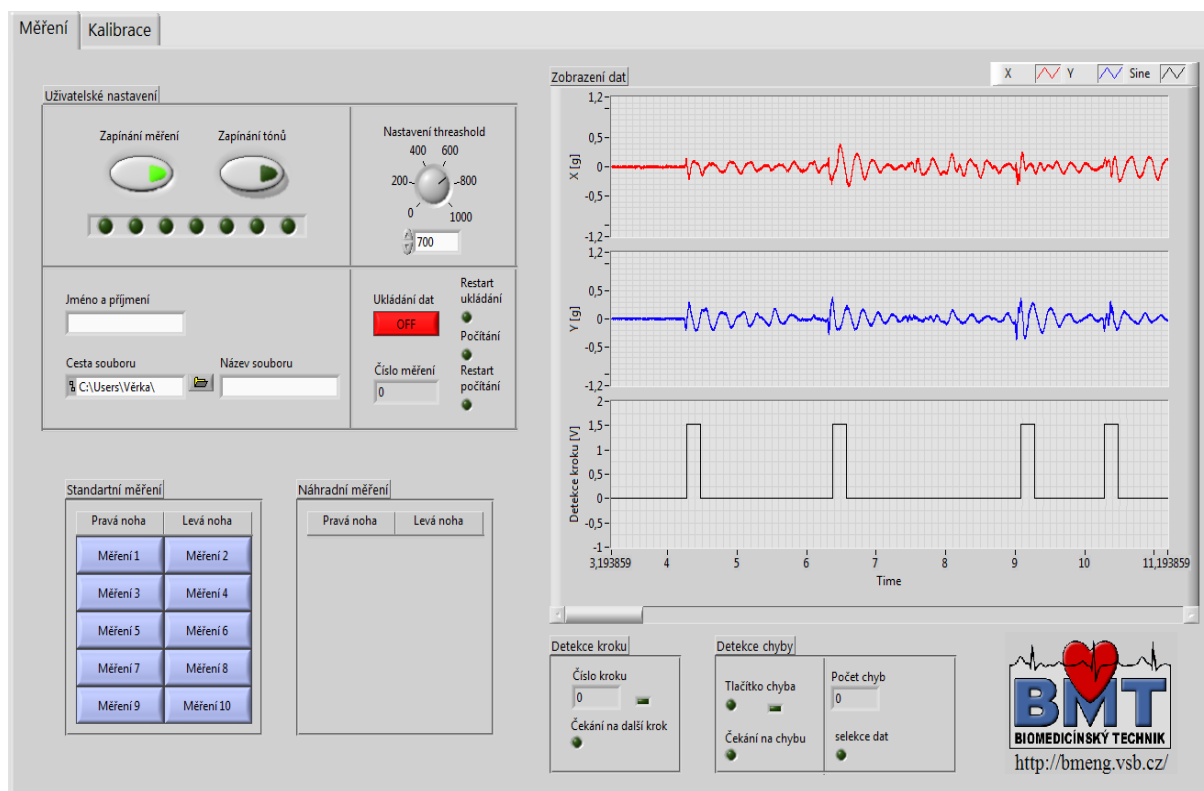
Kalibrace se zapíná tlačítkem Zapínání kalibrace na front panelu v panelu Kalibrace. Po zapnutí kalibrace pacient provede tři kroky po sobě a při každém kroku zmáčkne vyšetřovatel tlačítko S<sub>2</sub>. Při zmáčknutí tlačítka a současném kroku se zaznamená nejvyšší hodnota vyfiltrovaného a dvakrát zderivovaného signálu osy z (viz detekce kroku). Hodnota thresholdu pro kalibraci je nastavena na 300. Po takto zaznamenaných třech krocích a vypnutí tlačítka kalibrace se vypočítá threshold. Ten je roven 30-ti procentům průměrné hodnoty třech změřených maxim signálu. Tato hodnota thresholdu se uloží do proměnné Nastavení threshold.

## 8.4. Uživatelské rozhraní programu

Tato kapitola mé bakalářské práce slouží k vysvětlení funkcí a možností měření pro uživatele v programu Posturomed\_Step\_Detector.vi. Program je rozdělen do dvou panelů – panel měření a panel kalibrace.

### 8.4.1. Panel měření

Tento panel tvoří hlavní část programu a slouží pro automatické měření a ukládání akcelerometrických dat z Posturomedu s detekcí kroku.



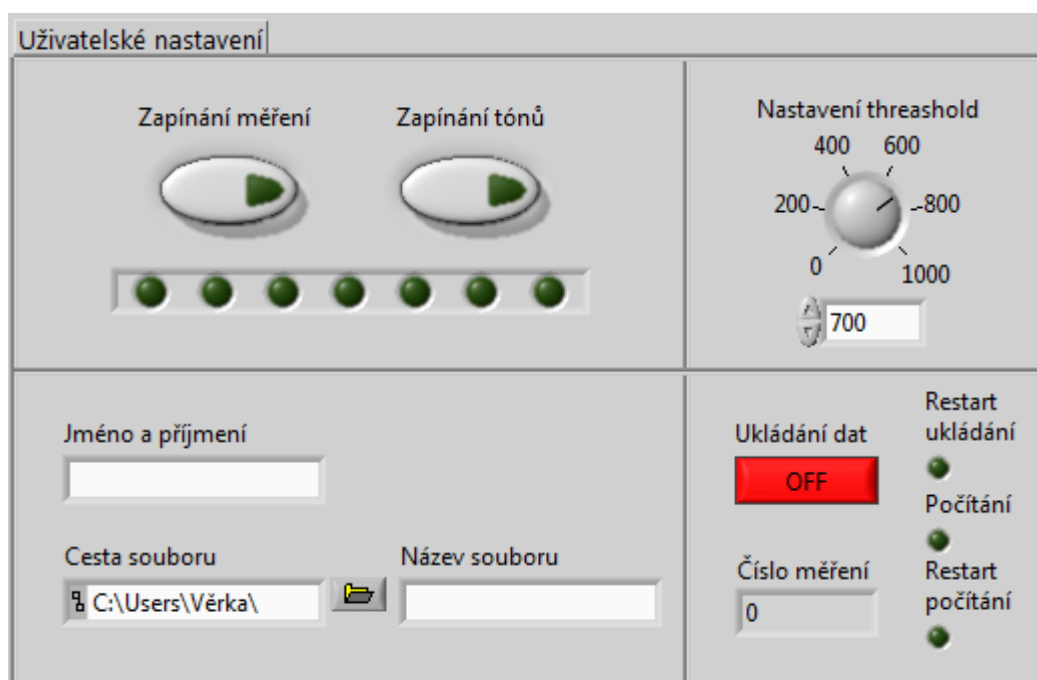
Obr. 17: Front panel panelu Měření

Panel měření je rozdělen do pěti pomyslných částí, jsou popsány v následujících podkapitolách.

#### 8.4.1.1. Uživatelské nastavení

Část Uživatelské nastavení slouží k zapínání a vypínání měření a zvuku, nastavení thresholdu (bez předchozí kalibrace nedoporučuji), nastavení souboru pro ukládání dat a k vizualizaci ukládání dat (obr. 18).





Obr. 18: Uživatelské nastavení

Měření posturální analýzy se zapíná tlačítkem Zapínání měření. Po stisku tohoto tlačítka se začnou zobrazovat data v grafu zobrazení dat. Jakmile je pacient připraven, zapneme tlačítko Zapínání tónů. V tomto okamžiku se začnou ozývat tóny, nejdříve malá tercie přípravných tónů, potom tři tóny kráčení. Pro vizualizaci tónů slouží 7 diod. První tři svítí červeně a svítí s přípravnými tóny, následující tři svítí zeleně a jsou určeny pro tóny kráčení a poslední dioda svítí modře a vizualizuje pauzu osmi sekund mezi měřeními.

Otočné tlačítko Nastavení threshold slouží k ručnímu nastavení thresholdu. Pokud není nastavovaná hodnota předem ověřena, doporučuji provést kalibraci (viz. Panel kalibrace).

Další část je určena nastavení souboru, kam se budou ukládat data. Kolonka Jméno a příjmení slouží k vypsání informací o pacientovi, vypsání údaje se zobrazí v hlavičce změřeného dokumentu. Pomocí kolonky Cesta souboru lze nastavit umístění ukládaného dokumentu na disku. Poslední kolonka Název souboru určí, jak se bude změřený soubor jmenovat.

Poslední část slouží k vizualizaci ukládání. Tlačítko Ukládání dat se zapne a zezelená při ukládání dat v době osmi sekund po zaznamenání třetího kroku. Po uplynutí této doby se přepne do původního stavu. Kolonka číslo měření se aktivuje po třetím kroku a lze díky ní zjistit, za jak dlouho bude měření osmi sekund ukončeno. Diody Restart ukládání, Počítání a Restart počítání slouží k chodu programu.

#### 8.4.1.2. Standardní měření a náhradní měření

Tato část front panelu slouží k vizualizaci měření. Je zde 20 tlačítek, deset pro standartní a deset pro náhradní měření.

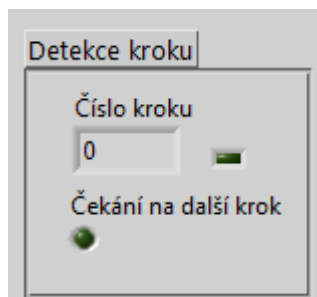


Obr. 19: Tlačítka pro standartní a náhradní měření

Jakmile je zaznamenán třetí krok, rozbliká se to tlačítko, kterému dané měření přísluší. Ukončené měření se označí zeleně s nápisem Změřeno. Při zaznamenání chyby se tlačítko označí červeně a aktivuje se náhradní měření pro příslušnou nohu. Takto lze snadno zjistit, kolik měření má ještě proběhnout, kolikrát udělal pacient chybu a hlavně se lze jedním pohledem přesvědčit, zda pacient stojí na správné noze.

#### 8.4.1.3. Detekce kroku

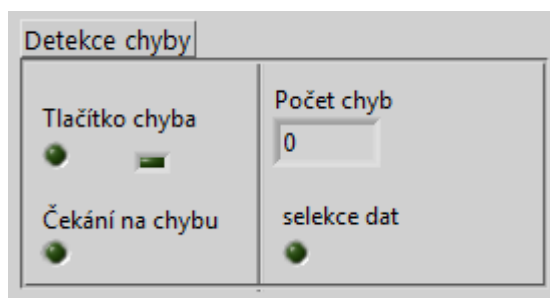
V této části front panelu lze sledovat počet kroků. Jakmile pacient udělá krok, zapne se obdélníková dioda a zvýší se hodnota Číslo kroku o 1. Můžeme se zde přesvědčit, že detekce kroku probíhá správně a že je zaznamenán každý krok. Pokud by byla zjištěna špatná detekce kroku, doporučuji provést kalibraci. Dioda Čekání na další krok slouží ke správné funkci detekce kroku.



Obr. 20: Detekce kroku

#### 8.4.1.4. Detekce chyby

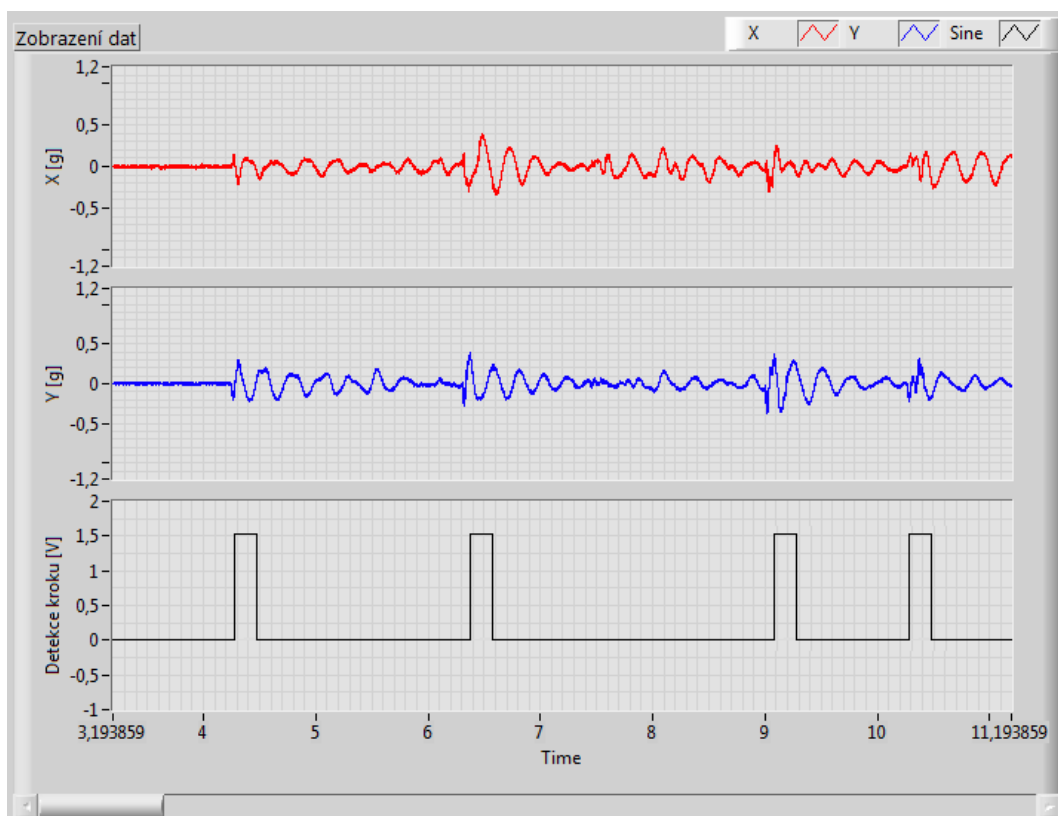
V této části můžeme sledovat zaznamenávání chyb. Nalevo se po zmáčknutí chybového tlačítka zapne dioda Tlačítko chyba, obdélníková dioda a dioda Čekání na chybu slouží pro správnou detekci chyb. Vpravo se nám v kolonce Počet chyb zobrazí počet chyb. Dioda selekce dat se aktivuje po skončení měření, kde byla zaznamenána chyba, a slouží k vymazání chybného souboru.



Obr. 21: Detekce chyby

#### 8.4.1.5. Zobrazení dat

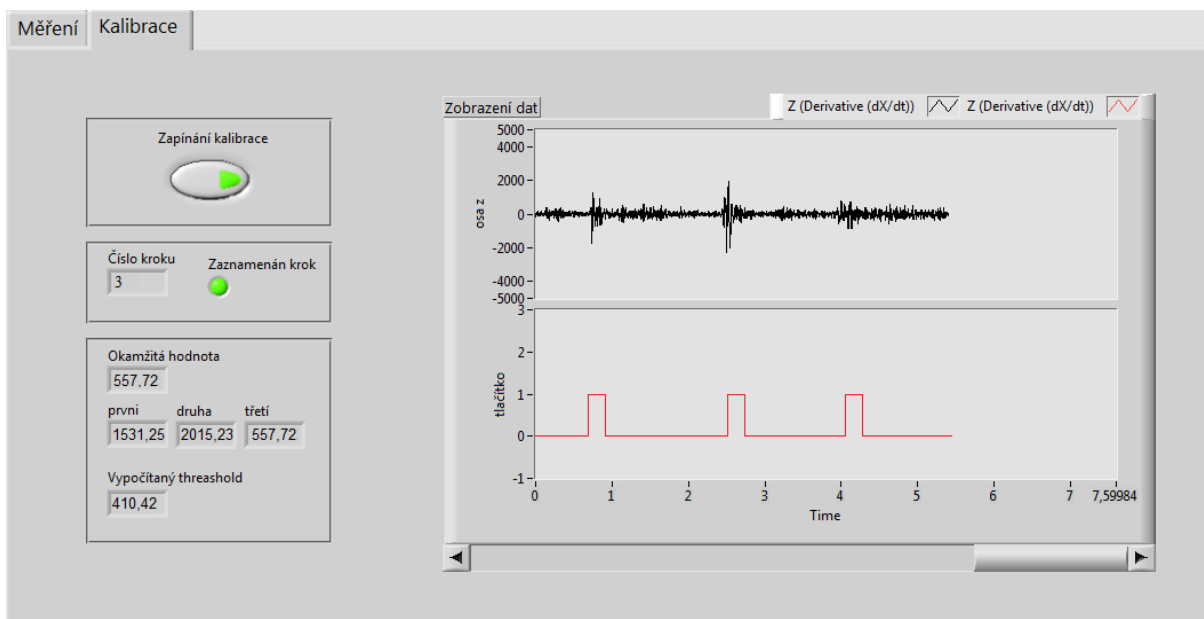
Data jsou zobrazena v grafu, nahoře jsou zobrazeny hodnoty osy x převedené na g, vprostřed jsou hodnoty osy y převedené na g a dole je detekce kroku.



Obr. 22: Zobrazení dat

### 8.4.2. Panel Kalibrace

V tomto panelu se provádí kalibrace. Automaticky se zde vypočítá správná hodnota thresholdu potřebná pro detekci kroku.



Obr. 23: Panel Kalibrace

Kalibrace se zapíná pomocí tlačítka Zapínání kalibrace. Poté provede pacient 3 kroky a při každém kroku zmáčkne vyšetřovatel tlačítko. Používá se stejné tlačítko, jako při zaznamenávání chyby. Po takto zaznamenaných třech krocích se tlačítko Zapínání kalibrace vypne a v kolonce Vypočítaný threshold se ukáže hodnota treasholdu. Ta se automaticky uloží do panelu Měření.

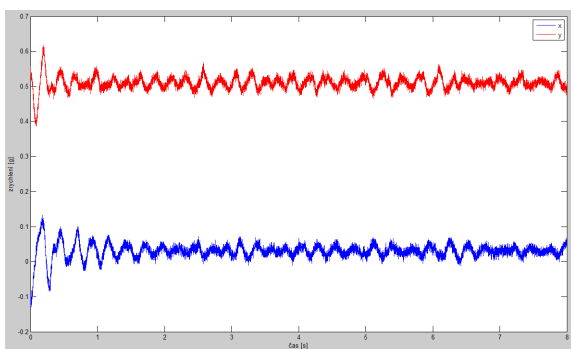
## 9. Testování

Testování hardware a software probíhalo průběžně při vytváření programu, závěrečná měření proběhla 29.4.2011 ve Fakultní nemocnici v Ostravě na Klinice léčebné rehabilitace. Celkem proběhly 4 měření. Všechna měření proběhly se správnou detekcí kroku, pokud byla detekce kroku nesprávná, provedla se kalibrace, a po té už detekce probíhala správně. Na obr. 24 - 33 je zobrazena ukázka naměřených dat, ostatní data jsou v příloze. Data jsou zobrazena pomocí programu Matlab.

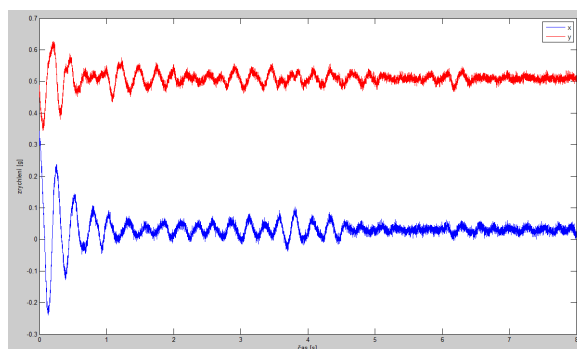
Alena Lednická

29.4.2011

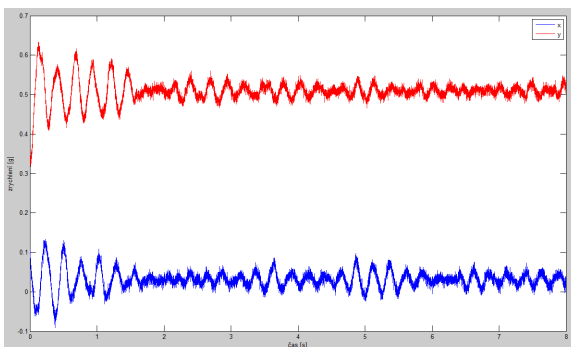
11:35



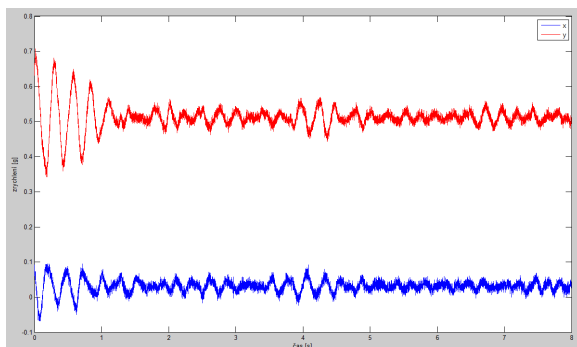
Obr. 25: Check 1



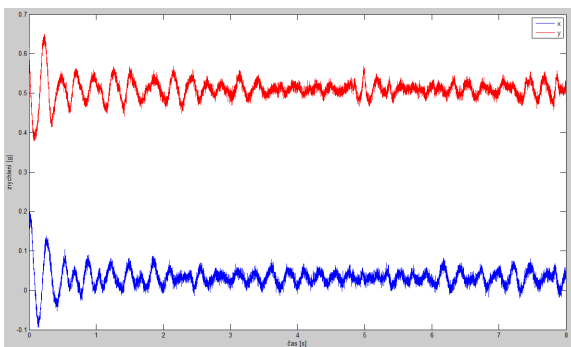
Obr. 24: Check 2



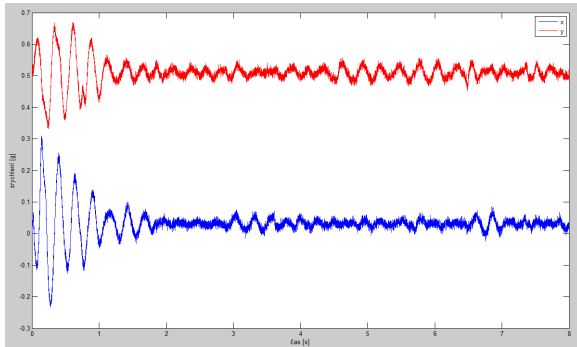
Obr. 26: Check 3



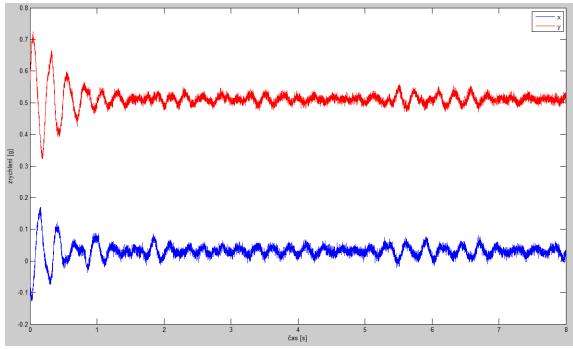
Obr. 27: Check 4



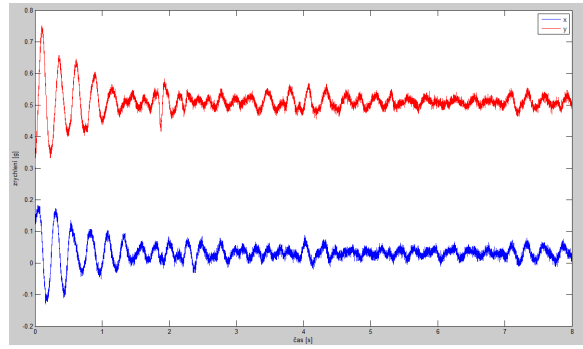
Obr. 29: Check 5



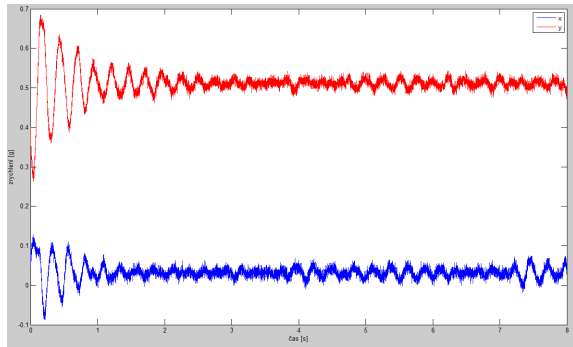
Obr. 28: Check 6



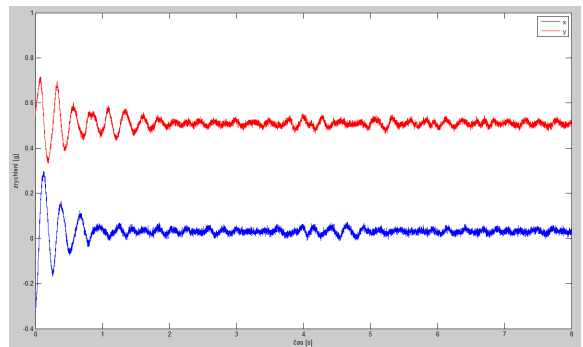
*Obr. 30: Check 7*



*Obr. 31: Check 8*



*Obr. 32: Check 9*



*Obr. 33: Check 10*

## Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo vytvoření hardware a software pro měření posturální analýzy na přístroji Posturomed s automatickou detekcí kroku.

Navrhla a vytvořila jsem hardware pro měření na Posturomedu skládající se z 3D akcelerometru, přípravku pro měření, měřicí karty a počítače vybaveného programem s názvem Posturomed\_Step\_Detector, který měří a vyhodnocuje zrychlení na ose z a tím zaznamenává kroky. Program se instaluje souborem Posturomed\_Step\_Detector\_Installer.exe, proto není potřeba kupovat jiný software pro běh programu. Hardware i software je navržen tak, aby byl schopen nahradit stávající technické řešení, které sebou nese řadu nevýhod.

Mnou navržený hardware s programem jsem testovala ve Fakultní nemocnici v Ostravě ve spolupráci s Klinikou léčebné rehabilitace za účelem zjištění funkčnosti programu. Při měřeních se kroky detekovaly správně, nepřesnosti vznikaly jen při měření pacientů s nižší váhou, to bylo vyřešeno pomocí panelu kalibrace, který vypočítá vhodnou hodnotu thresholdu pro detekci kroku. Software je upraven podle požadavků Kliniky léčebné rehabilitace – vytvořila jsem systém pro vizualizaci měření. Díky němu může vyšetřovatel snadno zjistit, jestli pacient cvičí na správné noze, kolik měření bylo chybných a kolik měření má ještě proběhnout.

Data jsou ukládána v textovém dokumentu, který bez problému otevře každý počítač. Pro použití dat při analýze signálu v původních programech je třeba data ještě převzorkovat nebo upravit původní programy pro analýzu.

V současné době je hardware i software připraven k používání v nemocnici.

Tato práce by měla pomoci ulehčit a zefektivnit měření posturální analýzy na Posturomedu a tím přispět k celkovému zlepšení měření posturálních dysfunkcí.

## Seznam použité literatury

- [1] RAŠEV, E., HAIDER, E., *Posturomed – Instructions for potural therapy according to Dr. Eugen Rašev*. Schweinfurt, Pullenreuth: HaiderBioswing, 1992. 52 s.
- [2] KRIEGELOVÁ, K. *Analýza akcelerometrických dat rehabilitačního zařízení POSTUROMED*. Ostrava, 2010. 80s. Diplomová práce na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB - TU Ostrava na katedře měřicí a řídicí techniky. Vedoucí diplomové práce Martin Černý.
- [3] VOJÁČEK, A. *Jak pracují nové 3D MEMS akcelerometry Freescale*, [online], <<http://hw.cz/Produkty/Nove-soucastky/ART1875-Jak-pracuji-nove-3D-MEMS-akcelerometry-Freescale-.html>>, [citováno 30. 4. 2007]
- [4] NATIONAL INSTRUMENTS, *Začínáme s Labview*, [online], <[http://fei1.vsb.cz/stud\\_mat/](http://fei1.vsb.cz/stud_mat/)>
- [5] FREESCALE, *MMA7260QT*, [online], <[http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data\\_sheet/](http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/)>
- [6] NATIONAL INSTRUMENTS, *NI USB-6008/6009 – User guide and specifications*, [online], <<http://www.ni.com/pdf/manuals/371303l.pdf>>
- [7] RAŠEV, E., *Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie*, Praha, 2010, Disertační práce v oboru kinantropologie na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy



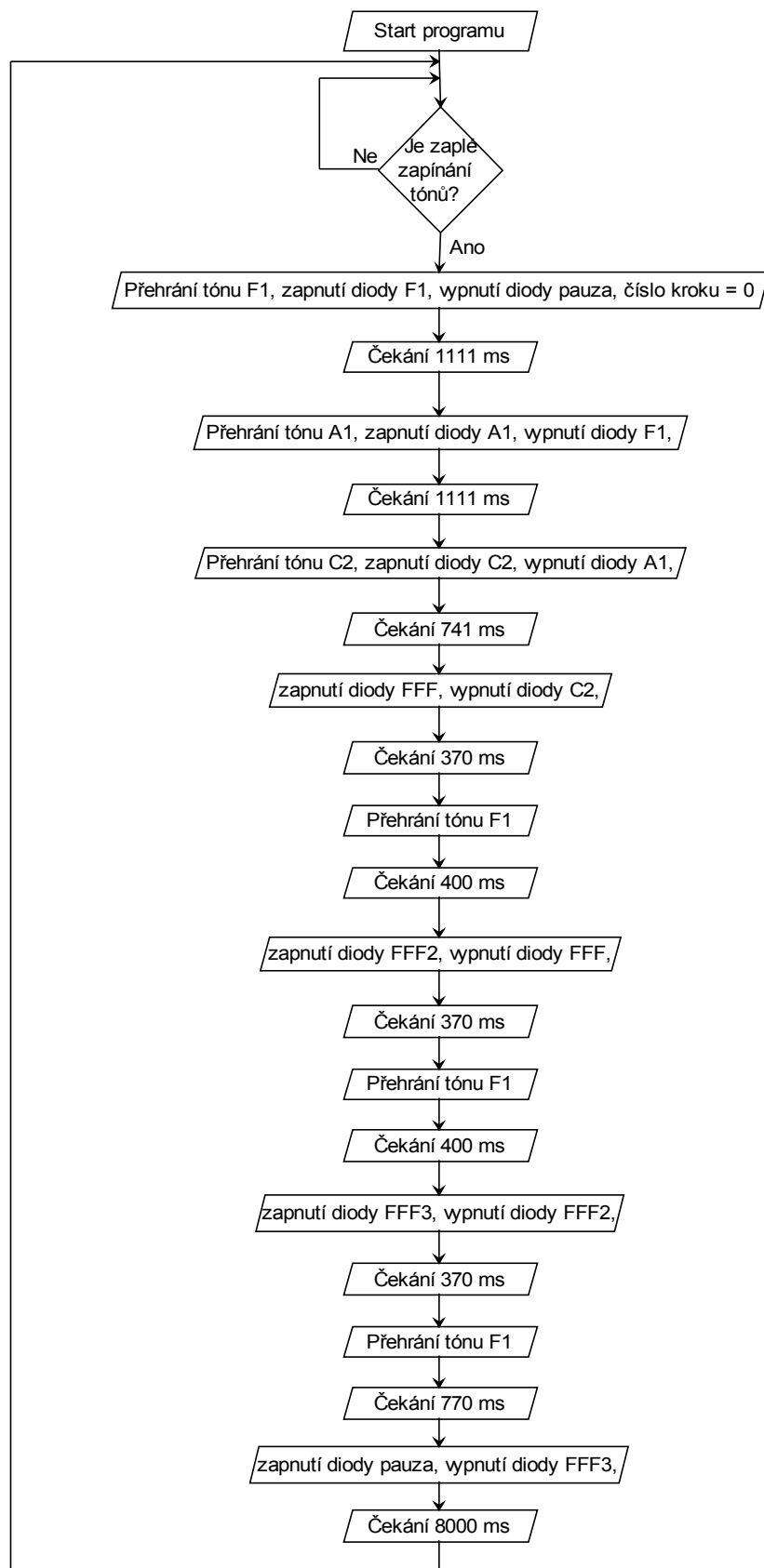
## Seznam příloh

Příloha I. – Diagramy.....I

Příloha II. – Naměřená data.....V

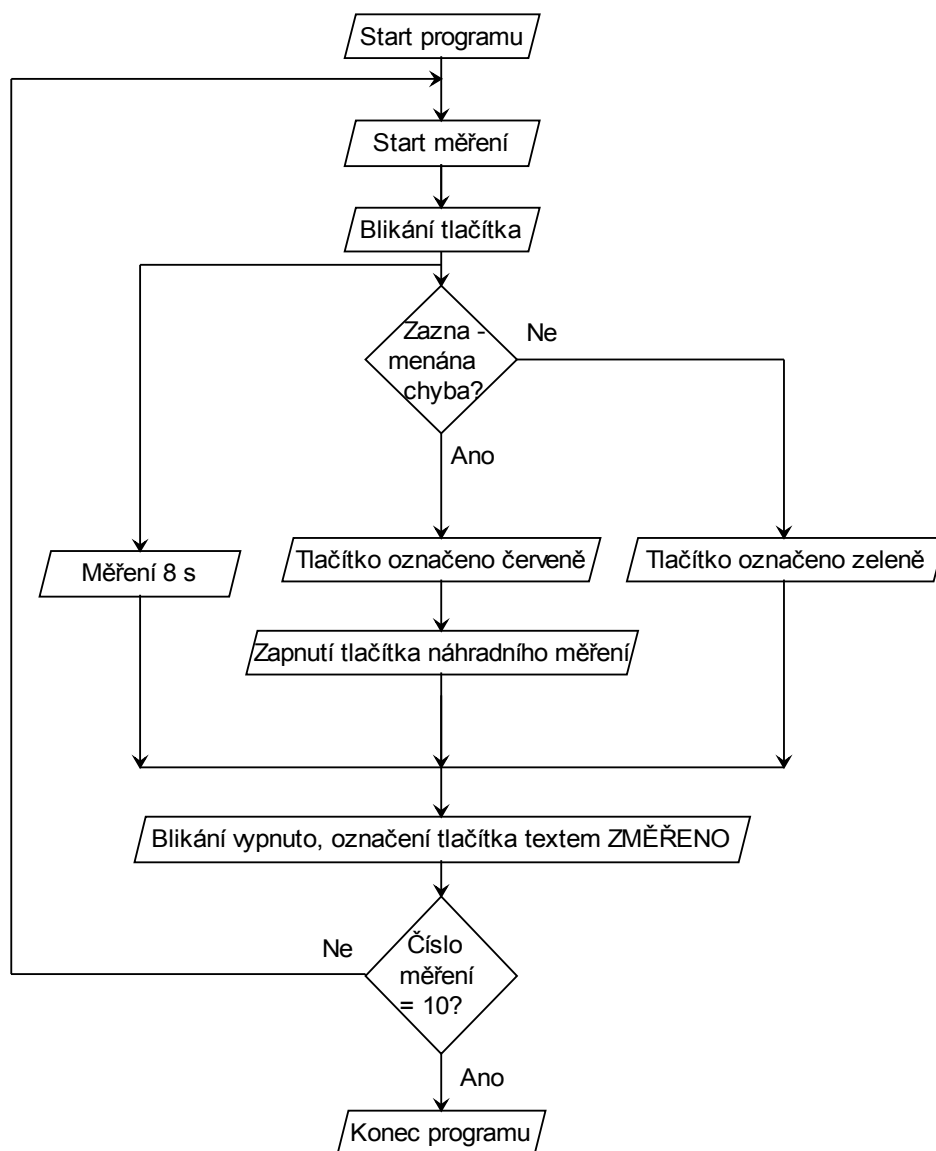
## Příloha I.

### Diagram Tóny



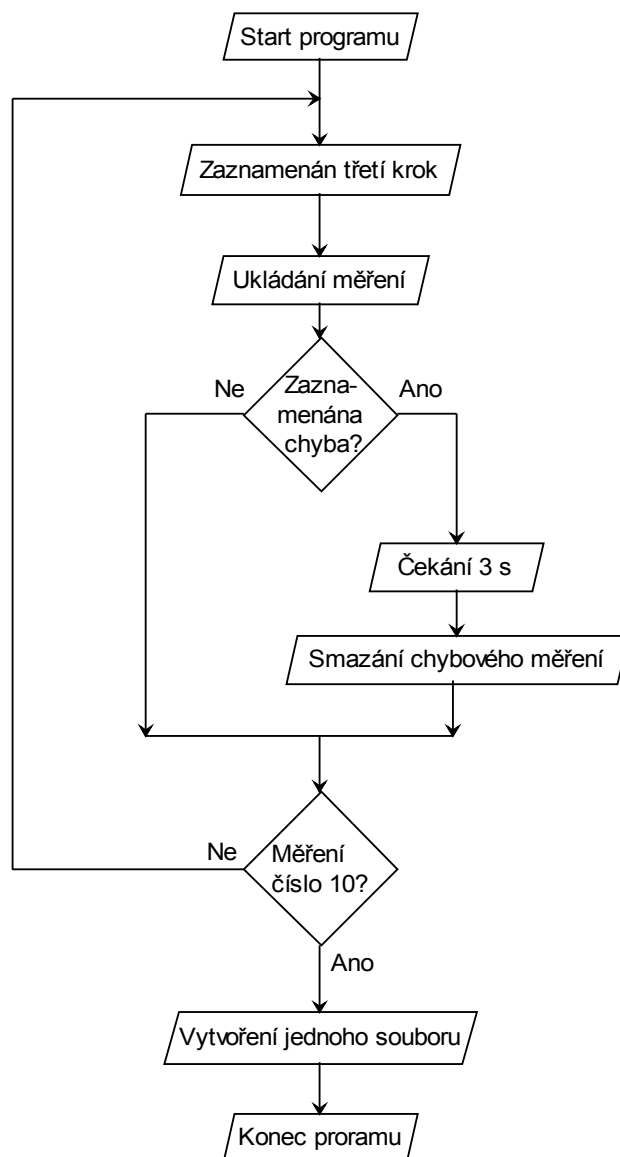
Obr. I: Giagram Tóny

## Diagram Vizualizace měření a Detekce chyb



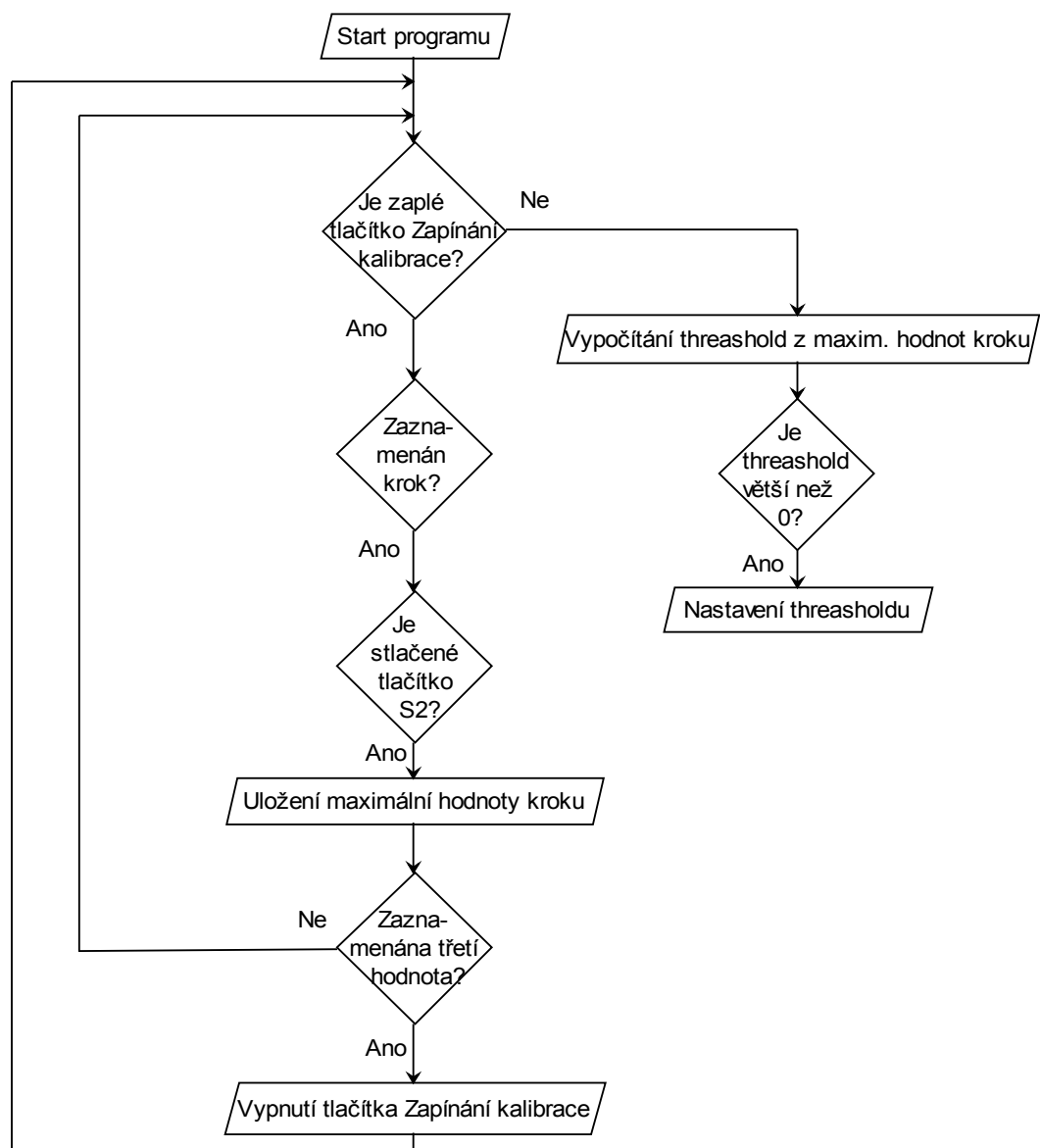
Obr. II: Diagram Vizualizace měření a Detekce chyb

## Diagram Ukládání dat



Obr. III: Diagram Ukládání dat

## Diagram Kalibrace



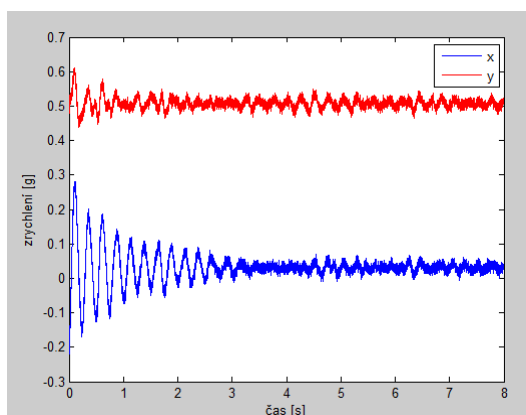
Obr. IV: Diagram Kalibrace

## Příloha II.

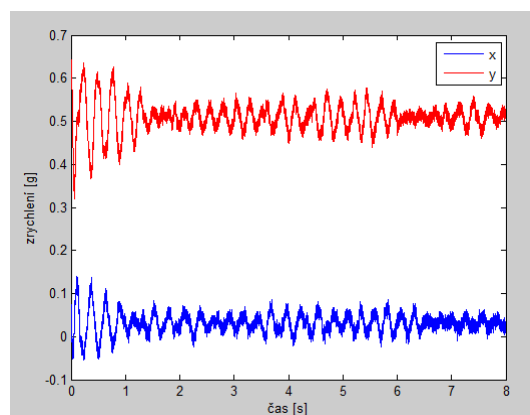
Alena Lednická

29.4.2011

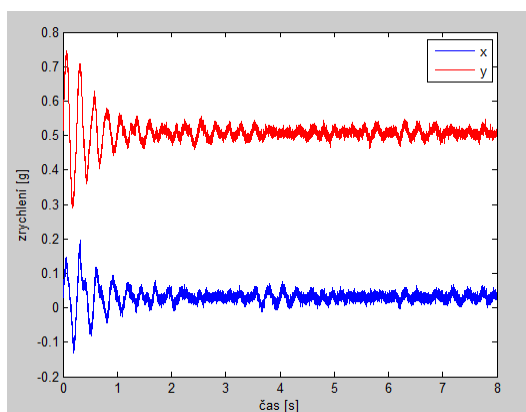
11:23



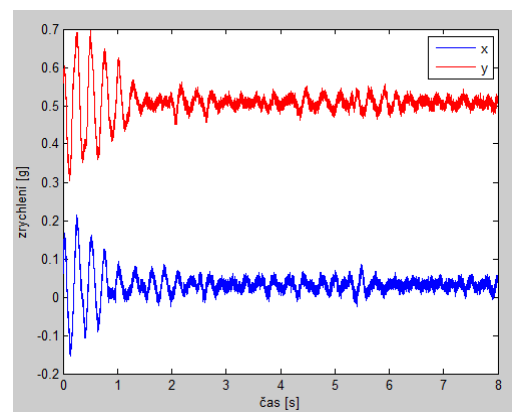
Obr. V: Check



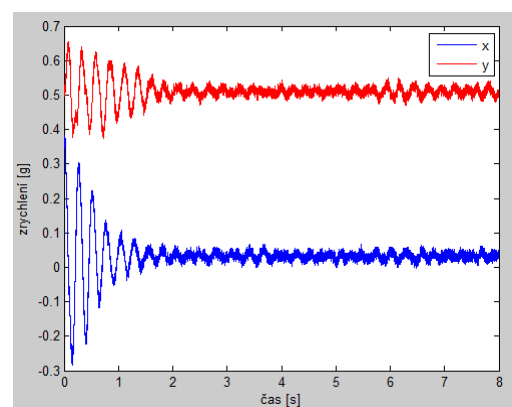
Obr. VI: Check 2



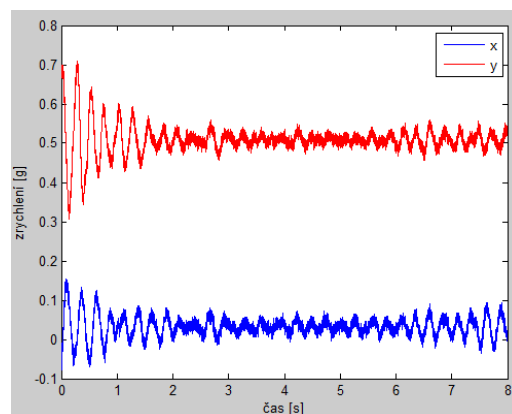
Obr. VII: Check 3



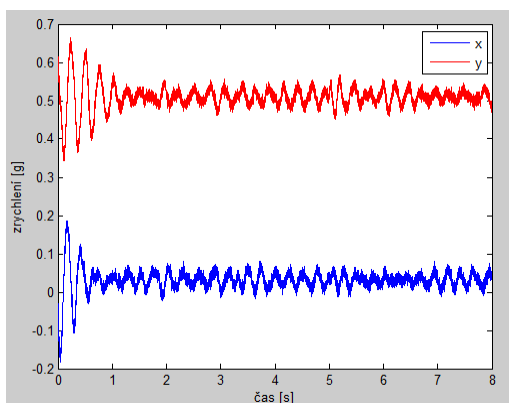
Obr. VIII: Check 4



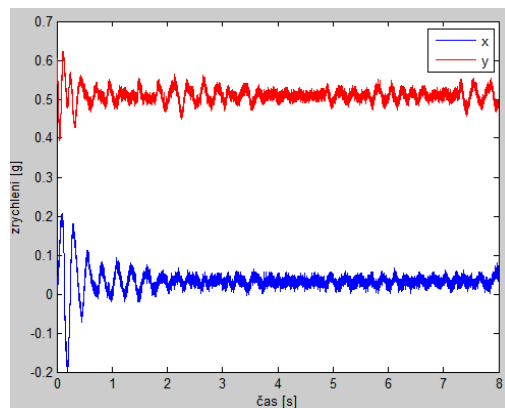
Obr. IX: Check 5



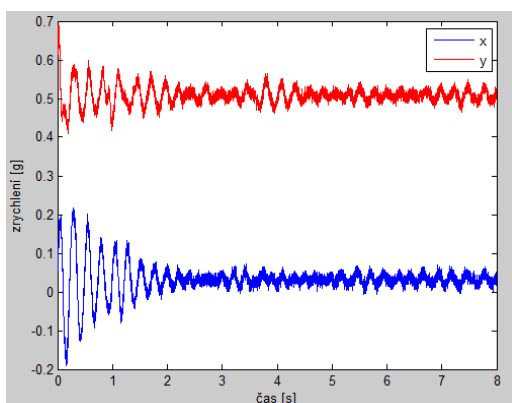
Obr. X: Check 6



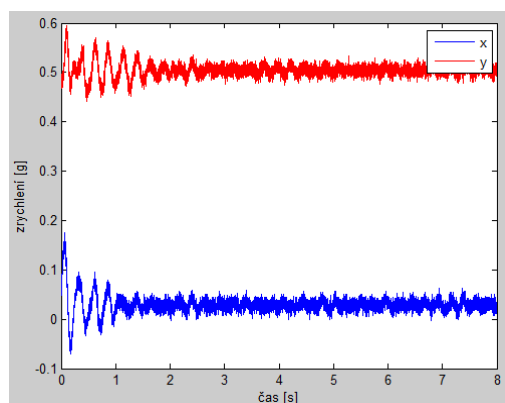
Obr. XI: Check 7



Obr. XII: Check 8



Obr. XIII: Check 9

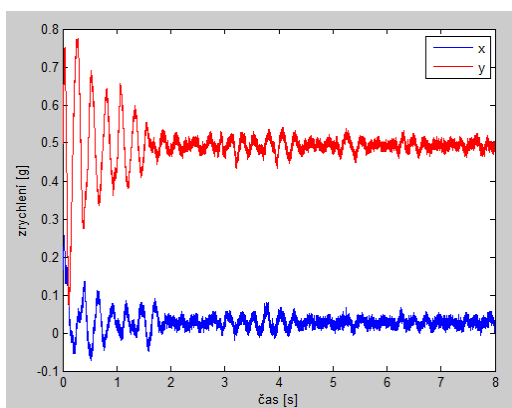


Obr. XIV: Check 10

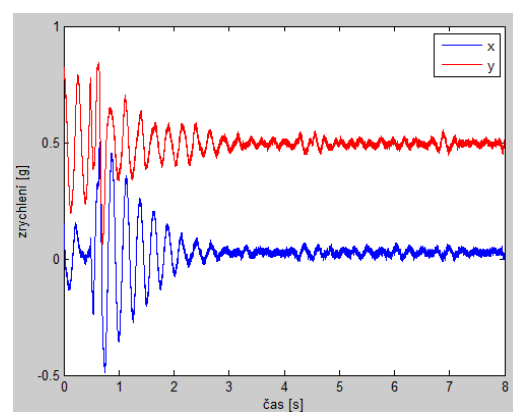
Iva Chwalková

29.4.2011

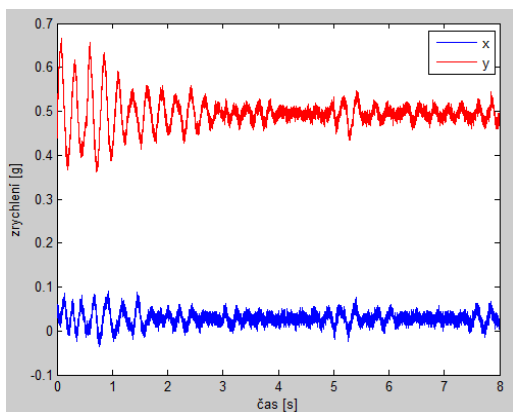
12:03



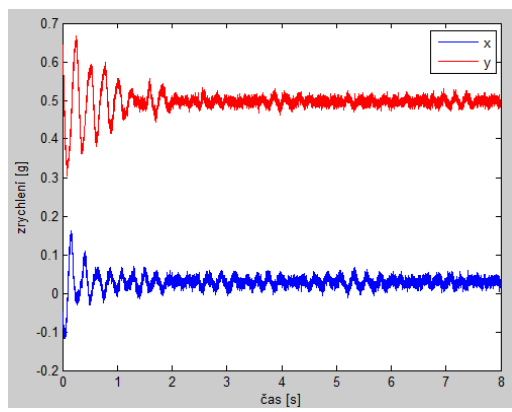
Obr. XV: Check 1



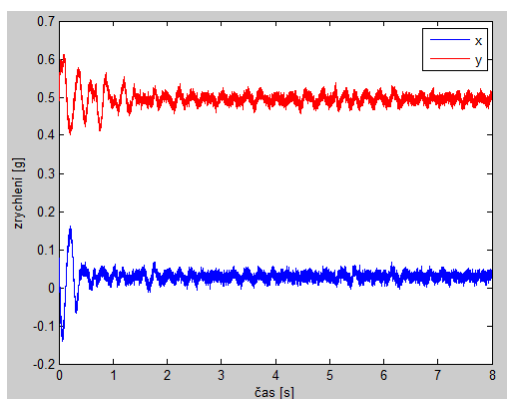
Obr. XVI: Check 2



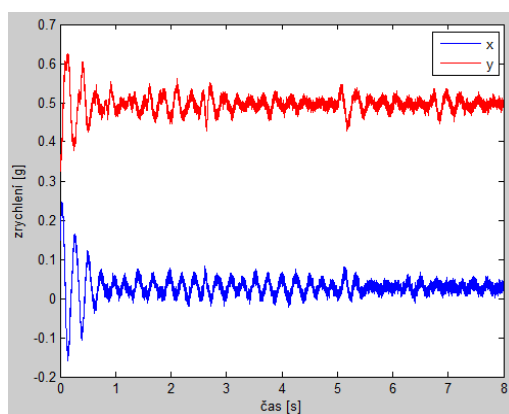
Obr. XVII: Check 3



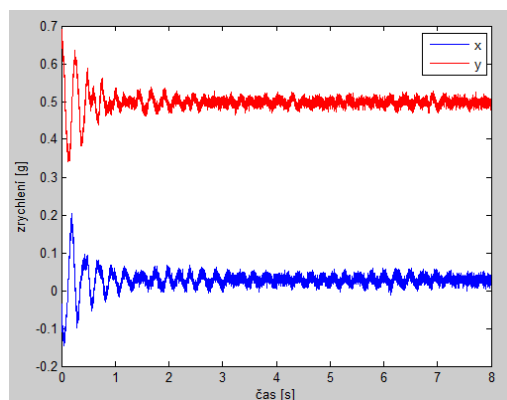
Obr. XVIII: Check 4



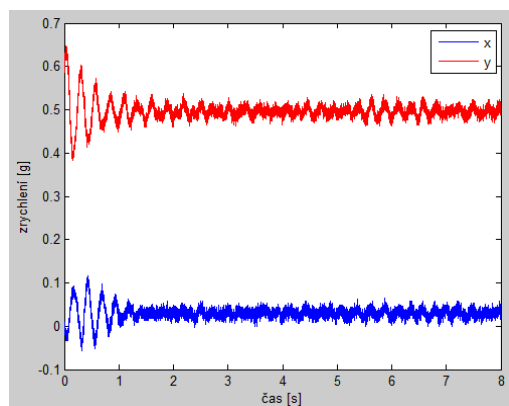
Obr. XIX: Check 5



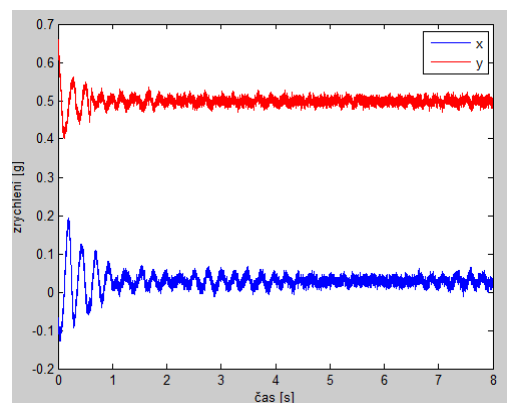
Obr. XX: Check 6



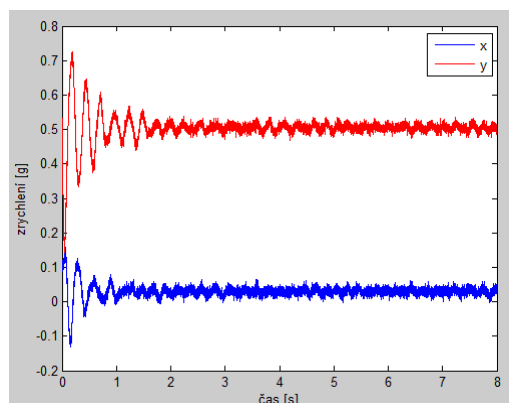
Obr. XXI: Check 7



Obr. XXII: Check 8



Obr. XXIII: Check 9



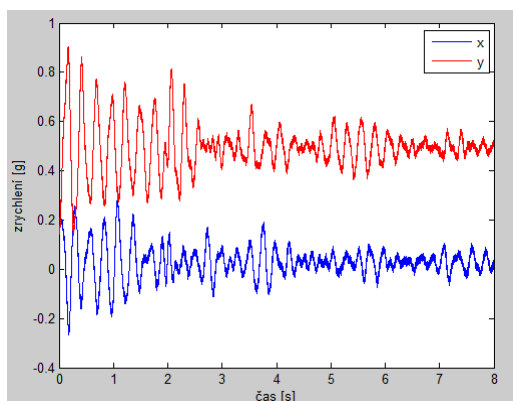
Obr. XXIV: Check 10



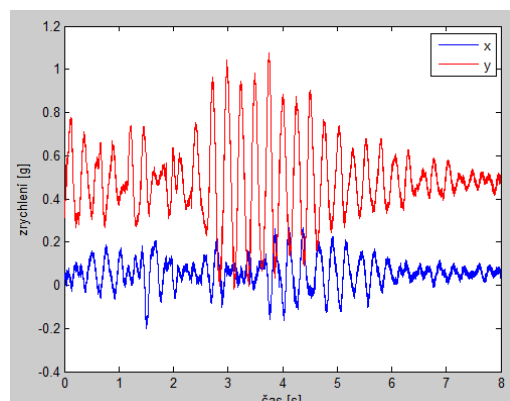
Věra Plháková

29.4.2011

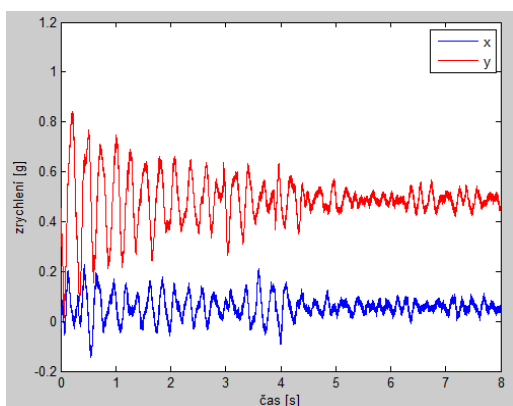
12:19



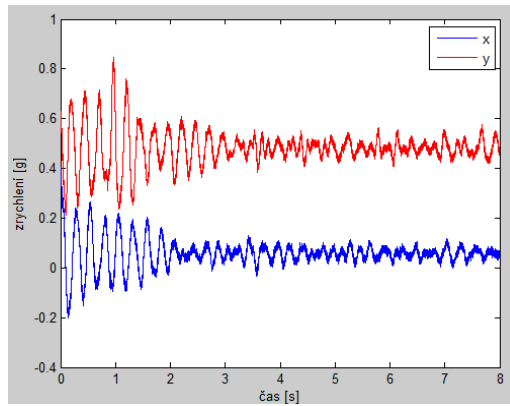
Obr. XXV: Check 1



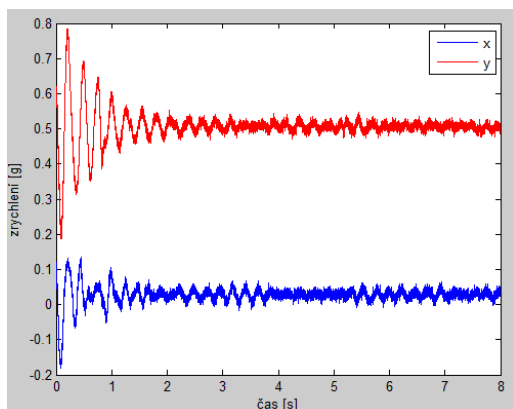
Obr. XXVI: Check 2



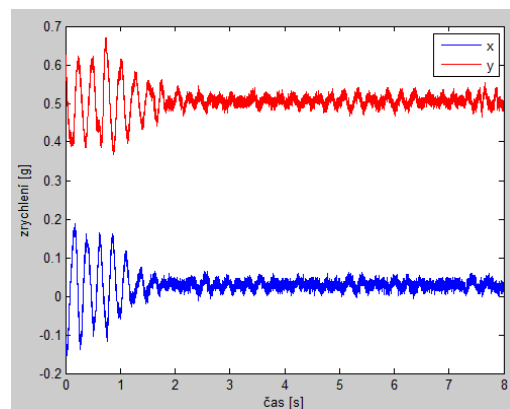
Obr. XXVII: Check 3



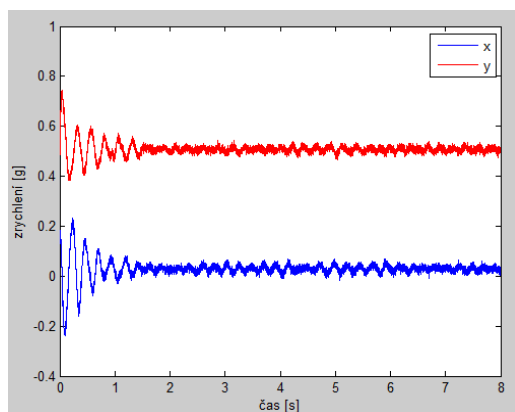
Obr. XXVIII: Check 4



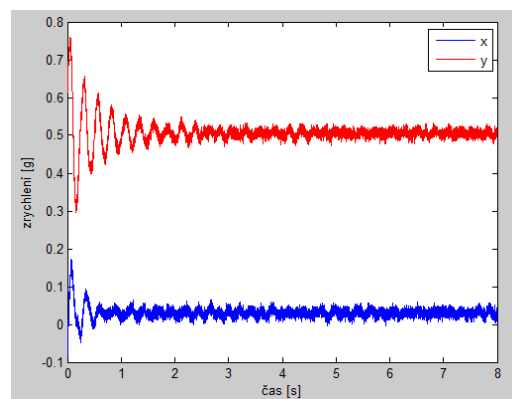
Obr. XXIX: Check 5



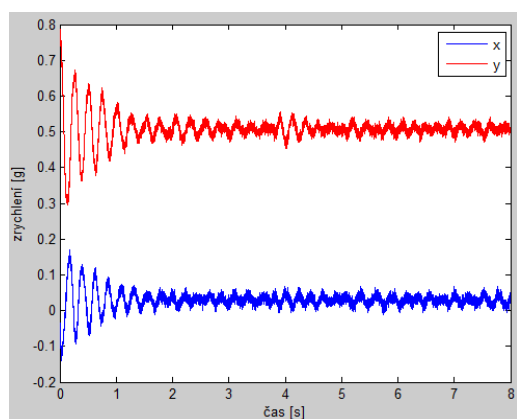
Obr. XXX: Check 6



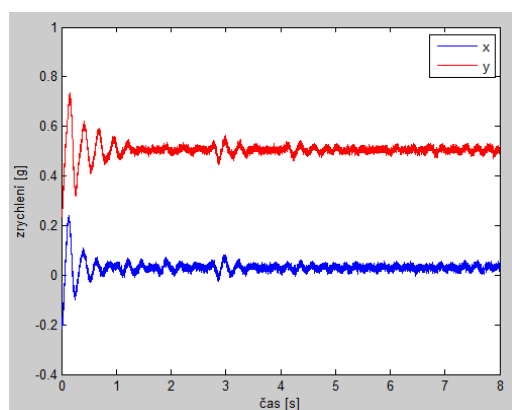
Obr. XXXI: Check 7



Obr. XXXII: Check 8



Obr. XXXIII: Check 9



Obr. XXXIV: Check 10